UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA - COPPE PROGRAMA DE ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS – PEMM

ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO E DE FRATURA UTILIZANDO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS E ENSAIOS "IN VITRO" DE DENTES PRÉ-MOLARES RESTAURADOS COM COROAS TOTAIS METALO-CERÂMICAS



ANDRÉA BARREIRA MOTTA

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Rio de Janeiro, Dezembro de 2007

MOTTA, ANDRÉA BARREIRA

Análise do comportamento mecânico e de fratura utilizando método de elementos finitos e ensaios "in vitro" de dentes pré-molares restaurados com coroas totais metalo-cerâmicas [Rio de Janeiro] 2007

XXII, 189p., 29,7 cm (COPPE/UFRJ, D.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2007)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Fratura em Coroas Metalocerâmicas

2. Método de Elementos Finitos 2D e 3D

3. Fadiga em Coroas Metalocerâmicas

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

"Os obstáculos serão incessantes até o fim da existência, não nos competindo nutrir expectativas com facilidades, mas sim a coragem e o otimismo indispensáveis para vencer um desafio após o outro. Faça as pazes com tuas imperfeições. Descubra tuas qualidades, acredite nelas e coloque-as a serviço de suas metas de crescimento, essa é a fórmula da verdadeira transformação. Desde que não desistamos, sempre haverá uma chance para a vitória."

Ermance Dufaux

A Deus

Pelas oportunidades concedidas, por colocar em minha vida pessoas tão especiais que me ajudaram, incentivaram e apoiaram em todo o percurso deste trabalho e da minha vida.

A meus Pais Waldyr e Janir

Por sempre acreditarem em meus sonhos, me apoiando e incentivando em todas as minhas escolhas e lutas.

A meu Marido Gelma

Por ser presente em todos os momentos. Por existir e estar ao meu lado.

A minha Família

(Israel, Cátia, Kátia, Vinícius, Daniel, Maria Carolina, Julia e Tiago)

Pelo amor, alegria, companheirismo e cumplicidade.

AGRADECIMENTOS

Ao meu amigo Paulo Borges que me levou obrigada à COPPE e me apresentou ao Lula. Se não fosse você eu não teria realizado este sonho;

Agradeço ao meu Orientador Lula por acreditar na realização deste trabalho e principalmente por ser meu amigo, apoiando nos momentos difíceis e compartilhando as alegrias das conquistas realizadas;

A meu amigo e companheiro de laboratório, Laércio. Tenho certeza que as horas que passei no laboratório teriam sido muito mais difíceis sem nossas conversas, risadas, soluções de problemas e na tentativa de deixar o laboratório e principalmente sua mesa arrumada. Obrigado também pelo apoio nos momentos difíceis e pelos conselhos;

A minha amiga Márcia pela paciência na escolha da melhor imagem do MEV mesmo com aquela amostra "super difícil" e "chata" de analisar! Obrigada por estar sempre disposta e principalmente pelas risadas!!!

A meu amigo Gustavo Ferreira do laboratório Odontolab que confeccionou as amostras com muita disposição e carinho, incentivando e apoiando a pesquisa;

A meu amigo Duda que sempre soube opinar de forma especial em nossos trabalhos e pelos dias de descontração;

Ao Laboratório LAMEF da UFRGS, sob a coordenação de Telmo Strohaecker, pela confecção da Máquina de Ensaio de Fadiga para dentes humanos;

Ao Laboratório de Acústica e Vibrações da Engenharia Mecânica/UFRJ supervisionada pelo Prof. Dr. Fernando Castro Pinto pelo auxílio na calibragem da máquina de ensaio de fadiga;

Ao Banco de Dentes da UNESA pelo fornecimentos dos dentes naturais utilizados neste trabalho;

V

Ao CNPq pela bolsa concedida;

Ao Cláudio e Lucas do Suporte Metalmat informática, pela constante ajuda durante todo meu trabalho, sempre dispostos a esclarecer dúvidas e com idéias novas;

Ao amigo Gabriel Tarnowsky pelo ensinamento no uso do programa de elementos finitos (ABAQUS) e pelo apoio na elaboração do modelo 3D;

Ao amigo Bruno Reis Antunes pela ajuda nas soluções dos problemas "sem solução" do ABAQUS;

A minha amiga Andreinha por me ensinar a usar o ABAQUS, pelas conversas, apoio, carinho, alegrias...... por tanta coisa!

Aos meus amigos de laboratório e da COPPE: Lili, Fabiana, Léo, Flávia, Gabi, Mariana, Adriana, Renato, Roni, Fábio, Taís, Vinícius, Juliana, Alisson, Jefferson.

Aos amigos do PEQ pelos momentos de descontração: Hudson, Jardel, Rafael, Gabi, João, Fera, Antônio, Simone e Aline.

Aos técnicos dos laboratórios da COPPE que sempre estiveram dispostos a ajudar e também nos momentos de alegria no churrasco no "Beco do Sete": João, Robson, Jackson, Alecir e João Augusto.

A minha amiga Bia e professora de Inglês pela ajuda em vários momentos na elaboração e revisão de textos, pelo apoio para minha viagem a Boston e principalmente pela amizade;

Aos meus companheiros da UNESA (Kátia, Rutinha, Patrícia, Paulo Marcelo) e UFRJ (George, Ruth, Wallace e Gabi) pela ajuda e compreensão na minha ausência, me apoiando e incentivando na realização deste trabalho.

A todos que direta ou indiretamente me ajudaram na realização deste trabalho.

OBRIGADO.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção de grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

ANÁLISE DO COMPORTAMENTO MECÂNICO E DE FRATURA UTILIZANDO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS E ENSAIOS "IN VITRO" DE DENTES PRÉ-MOLARES RESTAURADOS COM COROAS TOTAIS METALO-CERÂMICAS

Andréa Barreira Motta

Dezembro/2007

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Dentre os fatores de falhas das restaurações de Coroa Total Metalo-Cerâmica (CTMC), a fratura da porcelana está em primeiro lugar sendo associada à fadiga, situação de trauma, e ao preparo inadequado do dente suporte. O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico das restaurações de CTMC em dentes prémolares humanos com diferentes tipos de preparos cavitários, submetidos a diferentes tipos de carregamentos através de análises por Método de Elementos Finitos em modelos 2D e 3D e através de ensaios "in vitro" de fadiga e carregamento monotônico. De acordo com este trabalho nem os valores numéricos nem a distribuição de tensões nos modelos gerados ficaram muito diferentes para as análises 2D e 3D, sendo os maiores valores de tração encontrados na região do sulco principal, na interface metal/cimento e na região cervical. Nos ensaios "in vitro", com carga monotônica, verificou-se que os valores de cargas mais altos foram alcançados nas amostras com preparo correto. Nos ensaios de fadiga as amostras não fraturaram mesmo quando submetidas a dez milhões de ciclos, mas verificou-se a formação ou o crescimento de trincas na região cervical dos dentes. As CTMCs com preparo correto apresentam maior resistência à fratura podendo apresentar uma longevidade de até 10 anos, caso sejam respeitados os procedimentos de fabricação e ajuste oclusal.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

ANALYSIS OF THE MECHANICAL AND FRACTURE BEHAVIOR OF PREMOLAR TEETH RESTORED WITH METAL-CERAMIC FULL CROWN BY MEANS OF FINITE ELEMENT METHODS AND LABORATORIAL TESTS.

Andréa Barreira Motta

December/2007

Advisor: Luiz Carlos Pereira

Department: Metallurgy and Materials Engineering

The porcelain fracture is the main factor for failure of metal-ceramic restorations. The fracture is associated with fatigue, trauma, and with an incorrect tooth reduction. The aim of this study was to analyze the mechanical behavior of premolar teeth restored with metal-ceramic restorations made of different tooth reductions and submitted to different loading conditions. The analyses were carried out by means of finite element analysis in two and three dimensions, and laboratorial tests of fatigue and monotonic loads. The difference of numerical values and stress distributions for 2D and 3D FE analyses were not significant. The tensile stresses were concentrated in the principal groove, in the interface between metal and luting cement, and in the cervical region. The monotonic loading tests presented the highest mechanical resistance for the specimen with correct tooth reduction. In the fatigue tests specimens did not fracture even after ten million cycles, but showed crack formation or propagation. The specimens with correct tooth reduction showed the highest fracture resistance and probably will present longevity of 10 years if all manufacturing procedures were respect and if the occlusal adjustments were correct.

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
2 – OBJETIVOS	3
2.1 - Objetivo Geral	3
2.2 - Objetivos específicos	3
3 – REVISÃO DA LITERATURA	5
3.1 – Cerâmicas	9
3.2 – Interface metal/cerâmica	15
3.3 – Influência do preparo dentário	23
3.4 – Fatores do meio oral	29
3.4.1 – Mastigação	30
3.4.2 – Deglutição	31
3.4.3 – Fala	31
3.4.4 - Atividades do sistema mastigatório	32
3.4.5 - Força de contato dos dentes	32
3.4.6 – Fadiga Mecânica	34
3.5 – Presença de trincas nos dentes	39
3.6 – Mecânica da fratura	41
3.7 – Método dos elementos finitos	47
4 – MATERIAIS E MÉTODOS	52
4.1 - Análise por método dos elementos finitos	52
4.1.1 – Análise 2D	52
4.1.1.1 – Confecção dos modelos 2D e criação das superfícies	
de contato	52
4.1.1.2 – Aplicação das cargas oclusais	59
4.1.1.3 – Condição de Contorno e Definição da Malha	64

4.1.2 – Análise 3D	66
4.2 – Ensaios <i>in vitro</i>	75
4.2.1 – Obtenção dos corpos de prova	75
4.2.2 - Carregamento monotônico	76
4.2.3 - Carregamento cíclico	77
4.3 – Análise dos resultados	84
5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO	87
5.1 – Análise dos Resultados Encontrados no Ensaio "in vitro" com	
Carregamento Monotônico	87
5.2 – Comparação dos Resultados Encontrados nos Diferentes Tipos de	
Preparos Dentários através do Método dos Elementos Finitos com	
aplicação de Carga Fisiológica	93
5.2 – Comparação entre Carga Pontual e em Área	85
5.3 – Comparação dos Resultados Encontrados nos Diferentes Tipos de	
Preparos Dentários através do Método dos Elementos Finitos com	
aplicação de Cargas Não Fisiológicas	100
5.3.1 – Aplicação da Carga Lingual	100
5.3.2 – Aplicação da Carga Vestibular	106
5.4 – Comparação entre Carga Fisiológica de 100N e Carga Não Fisiológica	
de 800N	111
5.5 – Comparação entre Aplicação de Carga Pontual e em Área	116
5.6 – Comparação entre os Resultados das Análises por MEF em Duas e Três	
Dimensões	122
5.7 – Ensaio de Fadiga	138
6 – CONCLUSÕES	149
7 – SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	151
8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	152
9 - ANEXOS	168
I – Confecção das coroas totais metalo-cerâmicas	169
II – Parecer de aceite do Comitê de Ética	179

III – Questionário para obtenção de dados para elaboração de tese	180
IV – Dados das molas utilizadas no ensaio de fadiga	184
V – Produção Científica	186

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Vista lateral da infra-estrutura metálica (A) e já finalizada com o	
recobrimento cerâmico (B) de uma coroa total metalocerâmica confeccionada	
sobre um primeiro pré-molar superior.	6
Figura 2: Desenho esquemático das partes componentes de uma coroa total	
metalocerâmica cimentada sobre um pré-molar. Visão Frontal (vestibular) –	
corte mesio-distal; e Visão Sagital (proximal) – corte vestíbulo-lingual.	6
Figura 3: Representação da área de resistência (AR), hachurada, obtida em um	
preparo dentário ABCD.	25
Figura 4: Preparo cavitário incorreto com desgaste da região da superfície	
oclusal não respeitando a inclinação das cúspides vestibular e lingual.	27
Figura 5: (A) Gráfico σ x ε de materiais frágeis. (B) Gráfico σ x ε de materiais	
dúteis.	42
Figura 6: Modelo de trinca de Griffith.	42
Figura 7: Modos de carregamento I, II e III.	45
Figura 8: Distribuição do campo elástico de tensão à frente da trinca.	46
Figura 9: Preparo dentário de um primeiro pré-molar superior (A) esquemático e	
(B) dente natural. Expulsividade do preparo dentário de 6º (paredes axiais) e	
ângulo de 120° formado no término cervical, em chanfro.	54
Figura 10: Camadas referentes a restauração sobre o preparo.	54
Figura 11: Desenho realizado no Corel Draw, podendo ser visualizadas as partes	
constituintes do dente (dentina, canal radicular e cemento) e da restauração de	
metalocerâmica (metal, cerâmica e cimento).	55
Figura 12: Modelo 2D com preparo correto desenhado no programa AutoCad	
2004.	55
Figura 13: Preparo incorreto realizado em dente natural (1º pré-molar superior).	56
Figura 14: Desenho com círculo evidenciando as duas regiões possivelmente	
afetadas pelo preparo incorreto: (Hipótese 1) pouco espaço interoclusal e	
(Hipótese 2) espessura excessiva da porcelana.	56
Figura 15: Modelo 2D com preparo incorreto sem compensar na infra-estrutura	
metálica.	57

Figura 16: Modelo 2D com preparo incorreto compensando com a infra-estrutura	
metálica.	57
Figura 17: a.1) carregamento pontual; a.2) carregamento em área.	60
Figura 18: Carregamento simultâneo (carga em área).	60
Figura 19: Carregamento somente na cúspide vestibular (carga em área).	60
Figura 20: (A) Representação da decomposição da carga pontual aplicada em um	
dente pré-molar; (B) Aplicação da carga fisiológica através de um atuador.	62
Figura 21: Representação esquemática do engaste utilizado na região de osso	
alveolar.	64
Figura 22: Figura representativa de um elemento e nós que constituem uma	
malha.	65
Figura 23: Malha obtida após o refinamento no modelo 2D.	65
Figura 24: Fotografia obtida em microscópio, mostrando a régua para	
dimensionamento correto do dente e o contorno realizado com lapiseira.	67
Figura 25: Planos e contornos realizados no SolidWorks de cada fotografia	
adquirida do dente natural para a confecção do esmalte.	68
Figura 26: Modelo 3D da Coroa Anatômica (A) e da Dentina (B)	68
Figura 27: Radiografia proximal (a) e vestibular (b), para a visualização das	
espessuras das partes que constituem o dente (esmalte, dentina e canal radicular).	68
Figura 28: Modelo 3D de um pré-molar superior	69
Figura 29: Preparo dentário para CTMC realizado em 3D no Rhinoceros®.	70
Figura 30: Pontos de integração para elementos quadráticos em 2D.	70
Figura 31: Fase 1: criação das linhas de referência; Fase 2: criação das	
superfícies; Fase 3: criação do sólido.	71
Figura 32: Linhas de referência utilizadas para a cerâmica.	72
Figura 33: Malha hexaédrica da cerâmica. (A) Visão externa; (B) Visão interna.	72
Figura 34: Malha hexaédrica da infra-estrutura metálica. (A) Visão externa; (B)	
Visão interna.	72
Figura 35: Malha hexaédrica do cimento. (A) Visão externa; (B) Visão interna.	73
Figura 36: Malha hexaédrica do preparo cavitário.	73

Figura 37: Malha hexaédrica de todo o sólido (Pré-molar restaurado com coroa	
total metalo-cerâmica).	73
Figura 38: Condição de contorno aplicado no Modelo 3D representado pela cor	74
laranja. As setas roxas representam a região onde foi aplicada a carga fisiológica.	/4
Figura 39: Aplicação da carga somente em uma das cúspides - (A) cúspide	74
vestibular e (B) cúspide lingual.	/4
Figura 40: Corpo de Prova de Dente pré-molar restaurado com Coroa total	
Metalocerâmica e fixado em resina epóxi.	76
Figura 41: (A) Posicionamento do atuador no corpo de prova antes da fratura;	
(B) Fratura do corpo de prova.	77
Figura 42: Equipamento para a realização de ensaio de ciclagem de carga.	78
Figura 43: Medidor utilizado para a medição do deslocamento do braço de	
carregamento.	78
Figura 44: Posição da amostra na máquina de ensaio de fadiga (A) antes e (B)	
após a colocação do algodão embebido em água destilada.	78
Figura 45: (A) Corpo de prova do sistema metalocerâmica em barra; (B)	
Medidas utilizadas no Corpo de Prova.	78
Figura 46: (A) Corpo de prova posicionado no suporte com o ponto de aplicação	
da carga e a condição de contorno utilizada. (B) Malha utilizada no corpo de	
prova do sistema metalo-cerâmica em barra.	80
Figura 47: Resultado das Tensões Máximas (MPa) no plano principal para o	
corpo de prova do sistema metalocerâmica em barra.	81
Figura 48: Gráfico SxN do sistema porcelana/Ni-Cr.	82
Figura 49: Eixos utilizados no modelo 3D na interface metal/cerâmica.	82
Figura 50: Gráfico dos valores da carga aplicada (N) em função do tempo (s)	
adquiridos da máquina de ensaio de fadiga após a calibração.	83
Figura 51 – Linhas de Referência do Preparo Correto, Modelo 2D.	84
Figura 52 – Linhas de Referência do Preparo Incorreto Compensando no Metal,	
Modelo 2D.	85
Figura 53 – Linhas de Referência do Preparo Incorreto Sem compensar no	
Metal, Modelo 2D.	85
Figura 54 – Linhas de Referência do Preparo Correto, Modelo 3D.	85

Figura 55 – Linhas de Referência do Preparo Incorreto Compensando no Metal,	
Modelo 3D.	86
Figura 56 – Linhas de Referência do Preparo Incorreto Sem compensar no	
Metal, Modelo 3D.	86
Figura 57: Curvas obtidas de cada amostra após ensaios "in vitro" com carga	
monotônica.	88
Figura 58: Padrão de fratura encontrado para as amostras com preparo correto	
submetidas à carga fisiológica no ensaio de carregamento monotônico.	90
Figura 59: Padrão de fratura encontrado para as amostras com preparo incorreto	
submetidas à carga fisiológica no ensaio de carregamento monotônico.	91
Figura 60: MEV de uma das amostras com preparo correto, na região cervical,	
face distal, antes (A) e após (B) o ensaio monotônico.	92
Figura 61: MEV de uma das amostras com preparo correto, na região cervical,	
face mesial, antes (A) e após (B) o ensaio monotônico.	93
Figura 62: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de	
carga em área fisiológica nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) Preparo	
Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem Compensar no	
Metal.	94
Figura 63: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de	
carga em área fisiológica nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) Preparo	
Incorreto Compensando	94
Figura 64: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os	
tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Cerâmica.	95
Figura 65: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os	
tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Cervical.	96
Figura 66: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os	
tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Interface.	97

Figura 67: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os	
tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Terço	
Médio.	98
Figura 68: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de	
carga em área aplicada na cúspide lingual nos modelos: (A) Preparo Correto, (B)	
Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem	
Compensar no Metal.	101
Figura 69: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de	
carga em área aplicada na cúspide lingual nos modelos: (A) Preparo Correto, (B)	
Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem	
Compensar no Metal. Análise 3D.	101
Figura 70: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
lingual para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de	
referência: Cerâmica.	102
Figura 71: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
lingual para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de	
referência: Cervical.	103
Figura 72: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
lingual para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de	
referência: Interface.	104
Figura 73: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
lingual para todos os tipos e preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de	
referência: Terço Médio.	105
Figura 74: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de	
carga em área aplicada na cúspide vestibular nos modelos: (A) Preparo Correto,	
(B) Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem	
Compensar no Metal.	106

Figura 75: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de	
carga em área aplicada na cúspide vestibular nos modelos: (A) Preparo Correto,	
(B) Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem	
Compensar no Metal. Análise 3D.	106
Figura 76: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
vestibular para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas	
de referência: Cerâmica.	107
Figura 77: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
vestibular para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas	
de referência: Cervical.	108
Figura 78: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
vestibular para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas	
de referência: Interface.	109
Figura 79: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide	
vestibular para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas	
de referência: Terço Médio.	110
Figura 80: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de cargas pontuais fisiológicas de 100 e	
800N, preparo correto, e linha de referência cerâmica.	112
Figura 81: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de carga aplicada apenas na cúspide	
lingual, de 100 e 800N, preparo incorreto compensando no metal, e linha de	
referência cerâmica.	113
Figura 82: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância	
verdadeira encontradas com aplicação de cargas aplicada apenas na cúspide	
vestibular, de 100 e 800N, preparo incorreto sem compensando no metal, e linha	
de referência cerâmica.	113
Figura 83: Comparação da distribuição de tensões encontrada nos modelos com	
preparo correto submetidos a cargas fisiológicas de 100 e 800N.	115

Figura 84: Comparação da distribuição de tensões encontrada nos modelos com	
preparo incorreto compensando no metal com aplicação de carga apenas na	
cúspide vestibular de 100 e 800N.	115
Figura 85: Comparação da distribuição de tensões encontrada nos modelos com	
preparo incorreto sem compensar no metal com aplicação de carga apenas na	
cúspide lingual de 100 e 800N.	116
Figura 86: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo correto	
submetido a carga fisiológica de 100N, pontual (A) e em área (B).	117
Figura 87: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo correto	
com aplicação de carga apenas na cúspide lingual de 100N, pontual (A) e em	
área (B).	117
Figura 88: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto	
compensando no metal com aplicação de carga fisiológica de 100N, pontual (A)	
e em área (B).	117
Figura 89: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto	
compensando no metal com aplicação de carga aplicada apenas na cúspide	
vestibular de 100N, pontual (A) e em área (B).	118
Figura 90: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto	
sem compensar no metal com aplicação de carga fisiológica de 100N, pontual	
(A) e em área (B).	118
Figura 91: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto	
sem compensar no metal com aplicação de carga aplicada apenas na cúspide	
lingual de 100N, pontual (A) e em área (B).	119
Figura 92: Gráfico comparativo das tensões máximas (em MPa) encontradas	
com aplicação de cargas fisiológica de 100N, pontual e em área. Preparo correto,	
e linha de referência cerâmica.	119
Figura 93: Gráfico comparativo das tensões máximas (em MPa) encontradas	
com aplicação de cargas aplicada apenas na cúspide lingual de 100N, pontual e	
em área. Preparo correto, e linha de referência cerâmica.	120
Figura 94: Gráfico comparativo das tensões máximas (em MPa) encontradas	
com aplicação de carga fisiológica de 100N, pontual e em área. Preparo incorreto	
compensando no metal, e linha de referência cerâmica.	120

Figura 95: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga fisiológica no modelo 2D, Preparo Correto.	124
Figura 96: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga fisiológica no modelo 3D, Preparo Correto.	124
Figura 97: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga lingual no modelo 2D, Preparo Correto.	125
Figura 98: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga lingual no modelo 3D, Preparo Correto.	125
Figura 99: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga vestibular no modelo 2D, Preparo Correto.	126
Figura 100: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga vestibular no modelo 3D, Preparo Correto.	127
Figura 101: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga fisiológica no modelo 2D, Preparo Incorreto Compensando	
no Metal.	127
Figura 102: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga fisiológica no modelo 3D, Preparo Incorreto Compensando	
no Metal.	127
Figura 103: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga lingual no modelo 2D, Preparo Incorreto Compensando no	
Metal.	128
Figura 104: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga lingual no modelo 3D, Preparo Incorreto Compensando no	
Metal.	128
Figura 105: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga vestibular no modelo 2D, Preparo Incorreto Compensando no	
Metal.	129
Figura 106: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga vestibular no modelo 3D, Preparo Incorreto Compensando no	
Metal.	129
Figura 107: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga fisiológica no modelo 2D, Preparo Incorreto Sem Compensar	
no Metal.	130

Figura 108: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga fisiológica no modelo 3D, Preparo Incorreto Sem Compensar	
no Metal.	130
Figura 109: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga lingual no modelo 2D, Preparo Incorreto Sem Compensar no	
Metal.	131
Figura 110: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga lingual no modelo 3D, Preparo Incorreto Sem Compensar no	
Metal.	131
Figura 111: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga vestibular no modelo 2D, Preparo Incorreto Sem Compensar	
no Metal.	132
Figura 112: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com	
aplicação de carga vestibular no modelo 3D, Preparo Incorreto Sem Compensar	
no Metal.	132
Figura 113: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na Cerâmica com	
aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.	136
Figura 114: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na infra-estrutura	
metálica com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.	136
Figura 115: Distribuição das tensões máximas (em MPa) no cimento com	
aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.	136
Figura 116: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na dentina, porção	
coronária, com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.	137
Figura 117: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na porção radicular,	
com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.	137
Figura 118: Fotografias da amostra 8 que fraturou após 1 milhão de ciclos.	138
Figura 119: MEV da amostra 8 antes do ensaio de carregamento cíclico.	139
Figura 120: Fotografia da região cervical da face proximal de uma das amostras.	
As setas identificam áreas de perda de material da porcelana.	139
Figura 121: Fotografia da região cervical da face lingual de uma das amostras.	
As setas identificam áreas de perda de material da porcelana.	140
Figura 122: Fotografia da porcelana de uma das amostras. Podem ser	
identificados vários pontos de deslocamento da porcelana.	140

Figura 123: MEV da porcelana de amostra após 1 milhão de carga cíclica	
(350N). As setas mostram regiões de arrancamento da porcelana.	140
Figura 124: Face Oclusal mostrando que em todo o contorno do sulco principal	
ocorreu formação de trinca (Setas). A região destacada pelo retângulo em (A)	
representa a região de sulco principal com maior tensão de tração representada	
pelo retângulo em (B) no resultado em MEF.	141
Figura 125: Face Oclusal mostrando que ocorreu aumento da Fossa Mesial	
(representada na Figura anterior – 124A), relacionada aos sulcos da face oclusal	
(Setas).	141
Figura 126: Amostra com Preparo Correto – Face Distal – Carga Fisiológica –	
Ensaio de Fadiga.	144
Figura 127: Amostra com Preparo Correto – Face Vestibular – Carga Fisiológica	
– Ensaio de Fadiga.	145
Figura 128: Amostra com Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal – Face	
Distal – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.	146
Figura 129: Amostra com Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal – Face	
Vestibular – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.	146
Figura 130: Amostra com Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal – Face	
Mesial – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.	147
Figura 131: Amostra com Preparo Incorreto Compensando no Metal – Face	
Distal – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.	147
Figura 132: Amostra com Preparo Incorreto Compensando no Metal – Face	
Vestibular. (A) Antes do ensaio de fadiga e (B) Após 1 milhão de ciclos.	148

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades mecânicas e medidas finais de cada um dos componentes	
do modelo 2D.	58
Tabela 2: Resumo dos carregamentos utilizados para cada modelo 2D.	61
Tabela 3: Valores obtidos das componentes de carregamento aplicados nos	
modelos 2D, com a carga sendo aplicada simultaneamente nas cúspides	
vestibular e Lingual.	63
Tabela 4: Valores obtidos das componentes de carregamento aplicados nos	
modelos 2D, com a carga sendo aplicada em apenas uma das cúspides.	63
Tabela 5: Valores das cargas aplicadas em área nos modelos 2D.	64
Tabela 6: Número de elementos e nós de cada parte constituinte do modelo 2D.	66
Tabela 7: Exemplos numéricos da validade dos resultados encontrados numa	
análise hipotética de acordo com o refinamento da malha e tipo de elemento.	70
Tabela 8: Valores das tensões de cisalhamento (MPa) para as ligas de Ag-Pd e de	
Ni-Cr e o número de ciclos correspondentes apresentados no artigo de POLJAK-	
GUBERINA et al. (1999)	81
Tabela 9: Valores de tensão média nas cúspides vestibular e lingual e os valores	
de carga encontrados no modelo de elementos finitos 3D.	82
Tabela 10: Valores comparativos de Tensão Máxima (em MPa), no plano	
principal, nos modelos com cargas aplicadas em um ponto ou em área.	121
Tabela 11: Valores das Tensões Máximas (em MPa) encontradas nos modelos	
2D e 3D para os diferentes tipos de carregamento. Preparo Correto.	133
Tabela 12: Valores das Tensões Máximas (em MPa) encontradas nos modelos	
2D e 3D para os diferentes tipos de carregamento. Preparo Incorreto	
Compensando no Metal.	134
Tabela 13: Valores das Tensões Máximas (em MPa) encontradas nos modelos	
2D e 3D para os diferentes tipos de carregamento. Preparo Incorreto Sem	
Compensar no Metal.	135

A área de prótese fixa na odontologia se depara com um tipo de tratamento que inclui uma variedade de áreas de atuação devendo restabelecer a função, a integridade dos tecidos orais, higiene bucal, estética e harmonia facial. Para alcançar estes objetivos é necessária a sua atuação no preparo bucal, ou seja, o planejamento dos tipos de prótese a serem colocadas, do relacionamento interdentário (oclusão) e quais os materiais existentes no mercado que atendam todos os requisitos propostos. No entanto, com o advento da estética na área da odontologia, o foco principal dos tratamentos, em geral, se deslocou para os materiais que sejam mais estéticos e harmoniosos para o paciente. Atualmente a cerâmica é o material de escolha. No entanto, deve ser considerada a adequação deste material para todos os pacientes e se este atende os demais requisitos necessários à reabilitação. A restauração metalo-cerâmica é mais utilizada principalmente no caso de reabilitação oral devido sua alta resistência, estética aceitável, longevidade, versatilidade, e principalmente pelo seu baixo custo comparado às restaurações de cerâmica pura (All-Ceram). De acordo com CRAIG e POWERS (2004) a taxa de falha da maioria das restaurações em metalo-cerâmica durante avaliação por 10 anos foi significativamente menor do que as restaurações de cerâmica pura.

Embora uma boa união entre a porcelana e a infra-estrutura metálica seja obtida, sob condições clínicas ainda ocorrem fraturas da porcelana de recobrimento, causando problemas estéticos e funcionais para o paciente (ÖZCAN, 2003). As razões para estas falhas podem estar relacionadas a tensões repetidas associadas à mastigação ou em situações de trauma. Estudos clínicos mostraram que a prevalência de fratura da cerâmica varia entre 5 a 10% em dez anos de uso (COORNAERT *et al.*, 1984).

O conhecimento do comportamento mecânico das restaurações metalocerâmicas frente a situações clínicas possibilita um melhor diagnóstico das falhas quando presentes, permite o desenvolvimento de um plano de tratamento e uma comunicação mais realista com o paciente, a indicação de procedimentos relevantes para o protético e o planejamento do intervalo de tempo necessário para as avaliações após o tratamento ter sido finalizado.

1

Neste tipo de restauração há a presença de dois materiais com diferentes propriedades mecânicas, que juntamente com o agente de união (cimento), que une a restauração e o dente suporte e o dente propriamente dito, caracterizam um sistema complexo e difícil de ser analisado. Além disso, vários fatores de preparo do dente, confecção da restauração e sua cimentação levam a presença de muitas variáveis. Esta restauração deve, ainda, ser capaz de resistir às mesmas condições que o dente natural, ou seja, às mesmas condições orais.

Sabe-se que os dentes em sua função normal, fisiológica, estão inseridos em um meio ambiente agressivo e em um indivíduo com diferentes hábitos de higiene oral. Além disso, os dentes estão envolvidos na biomecânica do sistema bucal, quando são submetidos a cargas de diferentes direções e magnitudes, durante o fechamento ou nos movimentos mandibulares. Considerando-se a função não fisiológica, ou hábitos parafuncionais, as cargas aplicadas aos dentes apresentam uma maior magnitude e o sistema de proteção não está ativo (OKESON, 2003), com isso aumentam as possibilidades de danos às estruturas orais.

Devido a complexidade da análise do comportamento mecânico destas restaurações, modelos computacionais, com o método dos elementos finitos, permitem a simulação de várias condições de carregamento oclusal e das características de preparo dentário, sendo uma excelente ferramenta para a análise de distribuição de tensões em vários tipos de restaurações, e uma análise comparativa. No entanto, os resultados computacionais devem sempre validados através de resultados obtidos por ensaios mecânicos laboratoriais, e através de análise clínica.

2.1 - Objetivo Geral

Avaliar o comportamento mecânico das restaurações de coroas totais metalocerâmicas cimentadas a dentes pré-molares humanos com diferentes tipos de preparos dentários, através do Método dos Elementos Finitos (MEF) e ensaios "in vitro" com aplicação de cargas cíclicas e monotônicas a fim de se identificar as condições que possam levar às falhas deste tipo de restauração.

2.2 - Objetivos específicos

- Desenvolver uma metodologia para a elaboração de modelos em três dimensões de dentes pré-molares restaurados com coroas totais metalo-cerâmicas, sem a utilização de tomografia computadorizada e que possa ser aplicada no desenvolvimento de outros modelos a serem analisados através do MEF;
- Analisar a distribuição de tensões que ocorrem nas restaurações metalocerâmicas, identificando as áreas de maior risco de fratura, utilizando o MEF em duas e três dimensões;
- Verificar se existe alguma alteração na distribuição de tensões, através do MEF, na restauração e no dente pilar, quando as restaurações são confeccionadas dentro dos padrões "ideais" descritos na literatura, e com modificações do preparo dentário;
- Identificar se ocorre alguma alteração na distribuição de tensões através do MEF quando há alteração no valor, no tipo e na localização das cargas aplicadas;
- Correlacionar os resultados encontrados em MEF em 2D e 3D, procurando identificar as limitações de cada análise, e verificar qual das análises mais se aproxima da realidade encontrada clinicamente;
- Analisar a resistência mecânica da restauração metalocerâmica através de ensaios "in vitro" com aplicação de carga monotônica, avaliando a influência do preparo dentário. Identificar a melhor condição;

- Verificar o comportamento das restaurações metalocerâmicas em fadiga, através de ensaio mecânico de carregamento cíclico, avaliando a influência do preparo dentário. Identificar a melhor condição.
- 8. Após todos os resultados obtidos, identificar as piores condições de preparo dentário e de carregamento que levariam ao maior risco de fratura deste tipo de restauração.

As restaurações metalo-cerâmicas são amplamente utilizadas em odontologia na área de prótese dentária (ÖZCAN, 2003, CRAIG e POWERS, 2004) para a recuperação funcional e estética do elemento dentário que sofreu danos a partir de cárie ou fratura sobre a sua estrutura sadia ou já restaurada. DE BACKER *et al.* (2006), em estudo longitudinal realizado na Bélgica durante 18 anos, descreveram que as razões mais comuns para a escolha da realização de preparo dentário para coroa total foram: perda extensiva de tecido dentário devido à cáries (65,9%), troca de uma restauração pré-existente (12,2%), trauma (7,7%), problemas endodônticos (6,3%), ou por motivos estéticos (5,4%). Os materiais utilizados para coroa total podem ser unitários ou compostos. Dentre os materiais unitários estão as ligas metálicas e os compômeros. Os materiais compostos são formados pela união de dois materiais diferentes, sendo um deles utilizado como base e outro de recobrimento. Os materiais de base são as ligas metálicas ou cerâmicas e o material de recobrimento pode ser um compósito ou porcelana.

A coroa metalo-cerâmica é o tipo mais comum de coroas utilizadas na cavidade oral (OYAR et al., 2006). Segundo DE BACKER et al. (2006) elas foram indicadas em 75,8% dos casos sendo o restante realizado coroa total metálica sendo 27,6% colocadas na mandíbula e 72,4% na maxila. Dentre as coroas totais utilizadas nos pacientes, 38% foram colocadas na região anterior superior enquanto 33% dos dentes restaurados foram pré-molares superiores ou inferiores. Este tipo de restauração é mais utilizada por sua alta resistência, estética aceitável, longevidade, versatilidade e, principalmente, pelo seu baixo custo comparado às restaurações de cerâmica pura (All-Ceram). É composta por uma infra-estrutura, também chamada de casquete, subestrutura ou núcleo, fabricada com uma liga metálica nobre ou não nobre, recoberta por material cerâmico (porcelana de recobrimento) (Figuras 1 e 2). Historicamente, a primeira porcelana dentária utilizada sobre uma estrutura metálica foi realizada por Giuseppangelo Fonzi, em 1808 (JONES, 1985). Este dentista italiano aplicou porcelana sobre uma folha de platina e soldou com ouro na base de platina de dentadura (prótese total). No entanto, somente por volta de 1950 ocorreu um grande avanço no desenvolvimento das porcelanas com a introdução da leucita na sua formulação o que elevou seu coeficiente de expansão térmica (CET), apresentando valores semelhantes ao CET das ligas de ouro, criando

compatibilidade térmica entre estes materiais. Esta compatibilidade permitiu assim a fusão da porcelana com algumas ligas de ouro para a confecção de coroas totais e próteses parciais fixas (KELLY *et al.*, 1996). A qualidade estética da porcelana é assim combinada com a resistência e a tenacidade das ligas metálicas para produzir restaurações que possuem tanto uma aparência de dente natural como propriedades mecânicas adequadas.

As coroas metalo-cerâmicas são mais resistentes do que as coroas de cerâmica pura e têm geralmente uma adaptação marginal superior (ROSENSTIEL *et al.*, 1988). De acordo com CRAIG e POWERS (2004) a taxa de falha da maioria das restaurações em metalo-cerâmica durante avaliação por 10 anos foi significativamente menor do que as restaurações de cerâmica pura.





Figura 1: Vista lateral da infra-estrutura metálica (A) e já finalizada com o recobrimento cerâmico (B) de uma coroa total metalo-cerâmica confeccionada sobre um primeiro prémolar superior.



Figura 2: Desenho esquemático das partes componentes de uma coroa total metalocerâmica cimentada sobre um pré-molar. Visão Frontal (vestibular) – corte mesio-distal; e Visão Sagital (proximal) – corte vestíbulo-lingual.

A maior vantagem da cerâmica como biomaterial, segundo RIZKALLA E JONES (2004) é que ela pode ser produzida com vários graus de translucidez além de ser quase completamente inerte. No entanto, sua maior deficiência é sua incapacidade de resistir a tensões funcionais impostas na cavidade oral, que limita seu uso como material restaurador principalmente na região posterior. Os materiais cerâmicos apresentam tenacidade à fratura muito baixa em comparação aos metais que apresentam valores de 20 a 100 vezes maior devido a sua capacidade em absorver energia de deformação através de escoamento plástico e assim podem suportar impactos mais severos e tensões térmicas.

Apesar do esforço de se melhorar a resistência de união entre a porcelana e a infra-estrutura metálica, sob condições clínicas ainda ocorrem fraturas da porcelana de recobrimento. A fratura da porcelana é um problema sério e de alto custo, além de causar problemas estéticos e funcionais para o paciente (ÖZCAN, 2003). As razões para estas falhas podem estar relacionadas a tensões repetidas associadas à mastigação ou em situações de trauma. Estudos clínicos mostraram que a prevalência de fratura da porcelana varia entre 5 a 10% em dez anos de uso (COORNAERT *et al.*, 1984). STRUB *et al.* (1988) observaram uma taxa de falha de restaurações metalo-cerâmicas de apenas 1% a 3% em 5 anos.

A taxa de sucesso obtida por GLANTZ *et al.* (2002) em função do tempo de uso (vinte e dois anos de observação) indicou que a maioria das falhas ocorreu por fraturas, perdas de retenção e cáries. Um resultado interessante deste trabalho é que não foi encontrada nenhuma correlação significativa entre a higiene oral do paciente e a durabilidade da restauração. Pelo contrário, os dados mostraram que a minoria dos pacientes que apresentavam uma higiene oral excelente (25%) ainda apresentavam restaurações remanescentes, e aqueles que apresentavam apenas uma higiene oral aceitável mostraram uma taxa de sucesso maior, 57%. Além disso, 40% dos pacientes que apresentavam higiene oral ruim continuaram com suas restaurações após 21/22 anos.

HANKINSON E CAPPETTA (1994) e KELSEY *et al.* (1995) encontraram taxa de falha de 2% a 4% após 2 anos de função, variando de 20% a 25% após 4 a 5 anos que, de acordo com os autores, ocorreu devido a contatos oclusais repetidos.

Em uma revisão de trabalhos dos últimos 50 anos relacionados à falhas em prótese fixa, GOODACRE *et al.* (2003) encontraram que a fratura da porcelana está em

primeiro lugar no fator de falha para coroas unitárias com uma média de 3% de falhas (variando entre 2,7% a 6%) apresentando a mesma porcentagem que a necessidade de tratamento endodôntico (3%). Os outros fatores encontrados foram: perda de retenção (2%), doença periodontal (0,6%) e cáries (0,4%).

Segundo DE BACKER *et al.* (2006), após análise de coroas totais por 18 anos, verificaram que as razões para a remoção das coroas ou dos dentes suporte foram cáries (24,3%), problemas periodontais (17,2%), fratura do dente pilar (12,9%) e problemas endodônticos (12%). Outros fatores considerados falhas técnicas ou relacionados aos pacientes também foram relatados: fratura da porcelana (8,7%), perda de retenção (6%), necessidade de uso do dente pilar para suporte de prótese parcial fixa (11,2%) e trauma (1,7%).

Os índices de sucesso das restaurações metalo-cerâmicas variam muito na literatura e isso ocorre provavelmente devido aos muitos fatores que influenciam no desempenho das restaurações (ÖZCAN, 2003).

O conhecimento das complicações clínicas que podem ocorrer associadas às falhas das restaurações utilizadas em próteses fixas possibilita um melhor diagnóstico, permite o desenvolvimento de um plano de tratamento adequado, uma comunicação mais realista com o paciente, a indicação de procedimentos relevantes para o protético e o planejamento do intervalo de tempo necessário para as avaliações após o tratamento ter sido finalizado.

Sabe-se que os dentes em sua função normal, fisiológica, estão submetidos a um meio ambiente agressivo com alterações de temperatura, pH e ação de microorganismos em função da ingestão dos alimentos e diferentes hábitos de higiene oral. Além disso, os dentes estão envolvidos na biomecânica do sistema bucal, quando são submetidos a esforços para a realização de suas funções como a mastigação e a fala. Na mastigação, ocorrem incidências de cargas nos dentes de diferentes direções e magnitudes, durante o fechamento ou nos movimentos mandibulares. Considerando-se a função não fisiológica, ou hábitos parafuncionais, as cargas aplicadas aos dentes apresentam uma maior magnitude e o sistema de proteção não está ativo (OKESON, 2003), com isso aumentam as possibilidades de danos às estruturas orais.

Assim, é importante que o material restaurador seja capaz de restabelecer a forma e a estética do dente restaurado, mas, além disso, é preciso que apresente

propriedades que o torne capaz de suportar as mesmas alterações do meio e de carregamento que o dente que irá substituir, por um longo período de tempo, e não apresentar custo elevado. Quando a falha ocorre, as informações sobre suas causas podem ser de grande valia na melhora dos procedimentos técnicos ou como guia para os fabricantes dos materiais para resistir às tensões intra-orais. Duas ciências podem ser aplicadas para ajudar a determinar as causas de falha: mecanismos de fratura e a fractografia. Os mecanismos de fratura são baseados nos trabalhos de Griffith, Orowan e Irwin, que explicaram as razões para as enormes diferenças entre a resistência real e a resistência teórica da cerâmica levando a um modelo matemático de falha em cerâmica. A fractografia é o estudo da superfície de fratura para determinar, entre outras coisas, a origem da falha e o caminho da trinca (KELLY *et al.*, 1990). A superfície da fratura contém características resultantes da interação do avanço de trincas com a microestrutura do material e o campo de tensões (SCHERRER *et al.*, 2006).

Serão descritas a seguir as propriedades dos materiais utilizados na confecção das restaurações metalo-cerâmicas e suas implicações no seu comportamento mecânico, que podem levar às falhas destas restaurações.

3.1 - Cerâmicas

As primeiras cerâmicas odontológicas foram as Cerâmicas Triaxiais, que apresentavam em sua composição três ingredientes principais: o quartzo, o feldspato e a argila (ou Caulim) (AYKUL, *et al.*, 2002), estando localizada na zona de Mulita do diagrama de fases do feldspato. A necessidade estética das restaurações dentárias e a necessidade de manipulação para a fabricação ditaram a composição e o desenvolvimento das porcelanas dentárias durante anos. A fórmula triaxial da porcelana foi se alterando durante os anos variando de mais de 90% de feldspato para menos de 75%. Devido a esta composição ser desenvolvida com uma grande fase de vidro, era necessário um controle rígido dos tempos e temperaturas da queima. Devido a necessidade apenas de manipulação de pequenas quantidades de porcelana, a plasticidade do material foi se tornando menos importante e com isso possibilitou a diminuição da fase de caulim e o aumento do feldspato, permitindo após a queima, que o material apresentasse uma maior translucidez (JONES, 1985).

No desenvolvimento das cerâmicas para as restaurações metalo-cerâmicas, um grande avanço foi obtido com a formulação dos produtos que apresentavam o coeficiente de expansão térmica alto o suficiente para se assemelharem ao da liga metálica odontológica, ou seja, alcançar compatibilidade térmica quando aplicadas a estruturas metálicas e como um reforço em todas as restaurações cerâmicas. Dependendo da composição, o feldspato pode ser aquecido para formar uma mistura eutética de leucita (KAlSi₂O₆) e liquido de acordo com o diagrama de fases ternário de K₂O-Al₂O₃-SiO₂. A cristalização da leucita também foi alcançada nestes vidros com a alteração da composição aumentando-se o conteúdo de K₂O, juntamente com a adição de agentes de união. Foi relatada uma cristalização significante com 1% massa de CaO e pelo menos 12% massa de K₂O nos vidros (CATELL et al., 2005). A leucita tem um coeficiente de expansão/contração térmica alto ($\sim 20 \times 10^{-6^{\circ}C}$) guando comparado a vidros feldspáticos (~8x10^{-6°C}). As ligas metálicas dentárias apresentam valores entre 12 e 14x10^{-6°C}. Ela foi escolhida também porque seu índice de refração é próximo ao do vidro de feldspato, o que é muito importante para manter alguma translucidez (KELLY, 2004).

Segundo ISGRÒ *et al.* (2004), a relação entre o coeficiente de expansão térmica e o coeficiente de contração térmica (CET/CCT) ideal para o sistema metalo-cerâmico deve ser positivo. O CET do metal deve ser ligeiramente maior que o da porcelana que levará a maior contração do metal durante o resfriamento resultando em uma compressão da camada de porcelana.

No entanto, altas tensões residuais entre o metal e a cerâmica podem resultar em falha (DEHOFF e ANUSAVICE, 2004). Se o metal e a cerâmica apresentarem grande diferença no coeficiente de expansão térmica, os dois materiais irão se contrair em taxas diferentes durante o resfriamento, resultando em tensões residuais fortes que irão se formar ao longo da interface. A cerâmica na restauração irá fraturar ou se separar do metal. Mesmo que as tensões sejam de magnitude menor e não causem falhas imediatas, elas ainda poderão enfraquecer a união. A maiorias das porcelanas possui coeficientes de expansão térmica que variam de 13,0 a 14,0 x 10^{-6} /°C, e os metais entre 13,5 e 14,5 x 10^{-6} /°C (CRAIG e POWERS, 2004).

As diferenças no coeficiente de expansão térmica do metal e da porcelana podem ser melhor toleradas em faixas de temperaturas mais baixas. Por isso, as cerâmicas utilizadas na união metal/cerâmica deverão ter temperatura de fusão média ou baixa. A temperatura de fusão da liga metálica deverá ser substancialmente mais alta (>100°C) do que a temperatura de queima da cerâmica, a fim de que não ocorram distorções da infra-estrutura metálica durante a confecção da coroa total.

KELLY (2004) afirmou que o conteúdo de leucita incorporado na porcelana feldspática fica em torno de 17 a 25% em massa, sendo que LUTHY *et al.* (2005) encontrou uma fração volumétrica típica para a porcelana dentária reforçada com leucita, entre 17 a 45% de leucita tetragonal na matriz de vidro. Múltiplas queimas, tratamentos térmicos isotérmicos e resfriamento da porcelana dentária necessários para a confecção da restauração podem, no entanto, modificar seu conteúdo. Muitos métodos de produção das porcelanas comerciais produzem porcelanas dentárias com tamanhos de cristais de leucita grandes (~ 10 μ m) e em alguns casos com a morfologia de cristais mais dendríticos. A diferença de expansão térmica entre os cristais de leucita e a matriz de vidro desenvolvida durante a transformação da leucita causa sinais de micro trincas ao redor de cristais grandes (~10 μ m) e não uniformes e ao redor de aglomerados. A nucleação e cristalização do vidro de alumino silicato no sistema K₂O-Al₂O₃-SiO₂ é então importante de ser estudado, para controlar a morfologia da leucita, sua distribuição, fração volumétrica e expansão térmica, que pode influenciar as características mecânicas e de desgaste destes vidro-cerâmicos (CATELL *et al.*, 2005).

Quando a cerâmica feldspática reforçada com leucita é resfriada, os cristais de leucita contraem mais que a matriz de vidro ao seu redor, levando ao desenvolvimento de tensões residuais compressivas em torno das partículas de leucita (ÖZCAN, 2003, CRAIG e POWERS, 2004), mas também podem causar a formação de microtrincas no interior e ao redor desses cristais (HASSELMAN e FULATHY, 1966; MACKERT, 1988; ANUSAVICE e ZHANG, 1998; DENRY *et al.*, 1998). Isso estabelecerá uma resistência maior à propagação de trincas nas restaurações metalo-cerâmicas, aumentando a tenacidade do material. Quanto maior o número de cristais maior a tenacidade (GORMAN e HILL, 2004), pois as trincas formadas ao redor e dentro dos cristais impedem a propagação de outras trincas pelo desvio, ou pela dissipação da energia elástica de carregamento, diminuindo a tensão na ponta da trinca, já que ocorrem forças de fechamento resultante de locais de união de trincas (GUAZZATO *et al.*, 2004).

A expansão térmica das porcelanas dentárias é muito sensível a mudanças na concentração de leucita. A análise de difração de Rx quantitativa de porcelanas

dentárias com múltiplas queimas revelou que a concentração de leucita é marcadamente alterada durante queimas repetidas, com o conteúdo de leucita de certas porcelanas comerciais aumentando e em outras diminuindo (FAIRHURST *et al.*, 1980). A leucita é considerada uma fase instável e seu conteúdo pode ser alterado com queimas repetidas, resfriamento lento ou se for deixada um tempo extenso no calor. O resfriamento lento em forno desligado levou a um aumento do conteúdo de leucita de 11% para 56% em muitas porcelanas (MACKERT e EVANS, 1991). Mantendo-se a temperatura em 750°C por 4 a 16 minutos, condição que simula uma soldagem, como no caso de próteses parciais fixas, o conteúdo de leucita de 6 porcelanas comerciais de corpo (dentina) aumentou de 6% a 21% (MACKERT *et al.*, 1995). Este aumento na porcentagem do conteúdo de leucita é suficiente para causar alterações substanciais no coeficiente de expansão térmica (MACKERT *et al.*, 1986).

Diferentes coeficientes de expansão térmica podem levar ao aparecimento de microtrincas na cerâmica (YAMAMOTO, 1989). O resfriamento lento e múltiplas queimas também podem promover trincas imediatas ou tardias na porcelana. Estas trincas foram atribuídas a diferenças nas tensões térmicas desenvolvidas devido à diferença na taxa de transferência de calor e todo o histórico térmico (FAIRHURST *et al.*, 1992).

As cerâmicas feldspáticas apresentam a menor resistência flexural e menor tenacidade quando comparadas às outras cerâmicas como as vidro-cerâmicas (Ex. Empress 2 e Dicor MGC), Alumina com infiltração de vidro (In-Ceram) e cerâmicas de alta tecnologia (Zircônia tetragonal estabilizada) (LUTHY *et al.*, 2005).

Pelo fato das cerâmicas serem mais resistentes à compressão, essa propriedade é utilizada como vantagem para aumentar a resistência à fratura. As cerâmicas são frágeis à tração e falham mesmo quando submetidas a deformação muito baixa (aproximadamente 0,1% a 0,2%) (RIZKALLA e JONES, 2004). De acordo com BERTOLOTTI (1997) as discordâncias da rede cristalina, presentes nos metais, e que permitem que estes se deformem antes de ocorrer fratura, também existem em materiais cerâmicos cristalinos, mas sua mobilidade é extremamente limitada. A energia necessária para movimentá-las é tão grande que as discordâncias são essencialmente imóveis nestes materiais cerâmicos cristalinos.

As cerâmicas são aplicadas sobre a infra-estrutura metálica através do processo de condensação, seguindo-se o processo de sinterização. Poderá ocorrer fratura da

cerâmica durante a preparação da restauração como conseqüência do aprisionamento de ar no material, levando a formação de poros na cerâmica, diminuindo assim a sua resistência (ORAM e CRUICKSHANK-BOYD, 1984). Este parâmetro também foi encontrado por ØILO (1988) que relata um aumento considerável de falhas associadas aos poros. EVANS *et al.* (1990) acrescentou que o aprisionamento de ar entre as partículas de cerâmica pode levar ainda a perda de estética. Os defeitos e poros podem atuar ainda como concentradores de tensões, que diminuem a resistência da porcelana (SUANSUWAN e SWAIN, 2003). ABU-HASSAN *et al.* (1998), através do ensaio por elementos finitos mostraram que a presença de vazios na estrutura cerâmica tem um efeito significativo na concentração de tensões, e, portanto na fratura.

Os poros presentes nas cerâmicas são considerados deletérios não apenas por diminuírem a área de seção transversal sobre a qual a carga é aplicada, mas principalmente porque eles agem como concentradores de tensões. Geralmente, a intensidade das tensões associada apenas com os poros não é suficiente para causarem falhas, mas a importância da presença dos poros é indireta. A fratura a partir de poros é normalmente ditada pela presença de outros defeitos na vizinhança. Se o poro é muito maior que os grãos ao redor, pode resultar em pontas atômicas agudas ao redor da superfície do poro. A trinca crítica então se torna comparável a dimensão do poro. Quando o poro é esférico se torna menos danoso para a resistência. Então tanto a maior dimensão do poro e o menor raio de curvatura na superfície do poro são o que determinam o efeito na resistência (BARSOUM, 1997).

O desgaste na superfície da cerâmica pode introduzir defeitos na superfície. A rugosidade produzida pelo processo de acabamento e a introdução de defeitos na superfície pode levar à diminuição da resistência do material.

Considerando uma análise da microestrutura, BARSOUM (1997) afirma que as trincas de superfície podem ser induzidas na cerâmica como resultado de ranhuras no contorno de grão devido a alta temperatura, operações de acabamento após a fabricação, ou danos acidentais na superfície durante o uso, entre outros. Durante o acabamento ou polimento as partículas do acabamento atuam como entalhes que introduzem trincas na superfície. Estas trincas podem propagar através do grão ao longo de planos de clivagem ou ao longo dos contornos de grão. Em ambos os casos, as trincas não estendem muito mais que o diâmetro de um grão antes delas serem normalmente paradas. Consequentemente, de acordo com o critério de Griffith, espera-se que a tensão de fratura diminua com o aumento do tamanho de grão.

Normalmente, a resistência da cerâmica apresenta uma correlação inversa com a média de tamanho de grão. É importante notar que a resistência não continua aumentando com a diminuição do tamanho de grão. Para cerâmicas com grãos muito finos, a fratura ocorre a partir de processos preexistentes ou trincas de superfície do material, e então a resistência se torna relativamente independente do tamanho de grão (BARSOUM, 1997).

A introdução de camadas compressivas na superfície pode aumentar a resistência das cerâmicas e é uma técnica muito bem estabelecida para vidros. O princípio básico é de introduzir um estado de tensões residuais compressivas, na qual pode inibir a falha a partir de trincas superficiais já que estas tensões compressivas devem ser vencidas antes que a trinca superficial possa propagar. Estas tensões compressivas também melhoram a resistência ao choque térmico e danos de contato. Uma das metodologias utilizadas na Odontologia é a incorporação de uma camada externa contendo um coeficiente de expansão térmico menor, conhecido como vidrado ou têmpera do vidro.

O vidrado (glaze) forma uma camada vítrea na superfície que confere à cerâmica um estado de força compressiva (ANUSAVICE, 2005) e é realizado após a aplicação e sinterização da cerâmica sobre a infra-estrutura metálica. Este vidrado pode ser natural, ou seja, a própria cerâmica aplicada para recobrimento, após ser submetida a tratamento térmico, formando assim uma camada vítrea na superfície. Tanto a cerâmica "autoglazeada" quanto a que recebe a camada de "glaze", são bem mais resistentes que a cerâmica não "glazeada" (DE JAGER *et al.*, 2000).

FISCHER *et al.* (2005) afirmaram que devido à sinterização e ao resfriamento subseqüente, a cerâmica fica sob tensão residual como conseqüência da sua heterogeneidade micro-estrutural. Haverá uma distribuição aleatória de defeitos microscópicos e tensões residuais adicionais são induzidas quando a superfície da cerâmica sinterizada for desgastada e polida. Por isso, é necessário o recozimento da cerâmica através de tratamento térmico adequado, ou seja, 100K abaixo da temperatura de transição vítrea (Tg) para que se obtenha adequadas propriedades mecânicas da cerâmica.
Segundo ANUSAVICE (2005) o vidrado é efetivo contra a propagação de trincas na superfície externa, porque preenche as falhas de superfície. Esta observação é importante, pois na clínica, depois da restauração estar cimentada, é uma prática comum realizar o ajuste da oclusão pelo desgaste da superfície da cerâmica, removendo a camada de vidrado e deixando a superfície áspera. Se o vidrado for desgastado, a resistência pode ser de 40% a 46% menor do que aquela porcelana que possui a sua camada intacta.

A introdução de trincas na superfície das cerâmicas no acabamento durante sua confecção é responsável pela diminuição de sua resistência nos estudos in vivo comparados aos resultados de resistência realizados em ensaios laboratoriais (THOMPSON *et al.*, 2007).

3.2 - Interface Metal/Cerâmica

Um tipo de falha mecânica comum na restauração metalo-cerâmica ocorre na união entre o metal e a porcelana. Vários fatores controlam a união metal/porcelana: a formação de uma união química forte, união mecânica (por deformação ou penetração nos poros) entre os dois materiais e as tensões residuais, já descritas anteriormente. A união química é resultado da quimiossorção, promovidas pela continuidade de uma estrutura eletrônica na interface entre o metal e o óxido metálico e na interface entre o óxido metálico e a porcelana através de ligações metálicas, iônicas e covalentes. Estas ligações são possíveis pela formação específica de óxidos reativos na camada mais superficial da liga fundida que quimicamente se liga à porcelana (KANG *et al.*, 2003).

Segundo SCHWEITZER *et al.* (2005) existem quatro fatores que contribuem para a resistência da união metal/cerâmica: (1) união química ditada pela camada de óxidos formada no substrato metálico que formam uniões metálicas, iônicas e covalentes com a camada de opaco; (2) engrenamento mecânico onde a cerâmica fisicamente penetra nos sulcos e ranhuras da superfície da liga metálica; (3) forças de Van der Waal's devido a atração das cargas moleculares e (4) forças compressivas derivadas dos diferentes coeficientes de expansão térmica entre a liga metálica e a porcelana.

A fratura através da porcelana ou na interface metal-óxidos metálicos são um resultado da adesão metal/opaco que é maior que a resistência da própria porcelana ou

metal. A falha adesiva ocorre quando a adesão entre o metal e a porcelana é inadequada (O'BRIEN, 1977). A aplicação da camada de porcelana opaca é um passo crítico na prevenção destas falhas adesivas, e a interface entre o metal e o opaco determina a resistência de união destes dois componentes (HÜRZELER *et al.*, 1995). Na interface infra-estrutura/recobrimento a tensão máxima de tração é maior para coroas de infra-estrutura cerâmicos quando comparado com ouro. Uma revisão da literatura na taxa de falhas em coroas de cerâmica pura mostra que a delaminação da porcelana de recobrimento é um modo de falha comum (AL-DOHAN *et al.*, 2004, KELLY *et al.* 1995).

THOMPSON *et al.* (1994) encontraram que as coroas de Cerestore falharam principalmente nos locais próximo ou na interface infra-estrutura/recobrimento, e estimaram uma tensão de falha a partir de um tamanho de trinca inicial de 15 a 68 MPa. No estudo de DE JAGER *et al.* (2000), as tensões apresentaram a mesma magnitude, indicando que um material de infra-estrutura mais rígido não melhora as tensões na interface.

HEGEDÜS *et al.* (2002) realizaram um estudo microestrutural comparativo na área de difusão entre a liga de Ni-Cr e diferentes cerâmicas dentárias. Os autores acreditam que a formação e o crescimento desta fase indica que ocorre uma reação muito complexa de oxi-redução na região de interface. Estas camadas de óxido exercem um papel fundamental na aderência, isto é, na difusão de adesão de estado-sólido. O tempo e a temperatura de queima afetam fortemente a qualidade da união das estruturas entre as camadas. Nestes sistemas complexos, a adesão por difusão é estabelecida não somente por interdifusão mútua, mas também por uma reação de estado-sólido simultânea. Os autores utilizaram uma liga de Ni-Cr (Wiron 99) e três tipos de cerâmicas (Carat, Vita VMK 95 e Vision). Todos os sistemas foram analisados nas condições normais de queima (sugerido pelo fabricante) e com tempo de queima maior. Os resultados mostraram a formação de uma camada nanocristalina de Cr_2O_3 e inclusões de óxido de silício amorfo nos estágios iniciais do processo de queima em todos os sistemas. No caso das cerâmicas Carat e Vision, foi observada a formação de óxidos complexos de Ni-Cr e Ni-Cr-Ti em tempos maiores de recozimento.

A primeira camada de cerâmica que fornece a união da cerâmica ao metal é o opaco, que também é rica em óxidos opacificadores com função de mascarar a cor escura da infra-estrutura metálica oxidada para alcançar estética adequada. A cerâmica

deve molhar a liga metálica rapidamente quando aplicada como pasta para prevenir lacunas que podem se formar na superfície. A aplicação tradicional da porcelana opaca começa com uma mistura de pó de porcelana com um líquido de união que comumente consiste de água destilada, álcool e glicerina. A pasta cremosa do opaco é aplicada na infra-estrutura metálica no mínimo em duas camadas. A primeira camada fina age como uma camada de molhamento, e as camadas subseqüentes preenchem as irregularidades e mascaram o metal (HÜRZELER *et al.*, 1995).

De acordo com os procedimentos preconizados pelo fabricante VITA a primeira camada de opaco é realizada com um tipo de opaco mais fluido chamado de "wash opaque". A queima do "wash" apresenta três funções:

- 1. Eliminar o resíduo orgânico através da fina camada de opaco;
- 2. Produzir óxidos de união;
- 3. Sinterizar a porcelana criando uma união química.

O "wash" apresenta forma comercial de pó e líquido, pasta ou spray. Após a aplicação e queima do opaco procede-se a aplicação e queima das outras camadas de porcelana. Todo o procedimento para a confecção de uma coroa total metalo-cerâmica pode ser visualizado no Anexo 1.

Segundo o fabricante VITA um bom resultado depende do tamanho da peça protética, o tipo, dureza e propriedade de condução de calor da liga metálica utilizada e particularmente na forma que cada técnico de prótese conduz as queimas. Segundo o fabricante, um bom resultado pode ser alcançado quando o coeficiente de expansão térmico da liga metálica, medido entre 25 e 600°C, fica em torno de 14 a 14,4 x 10⁻⁶/K e que a cerâmica (VITA VMK) fique em torno de 13 a 13,4 x 10⁻⁶/K. Com o coeficiente de expansão térmico maior é frequentemente necessário o uso de programa de resfriamento lento para garantir que o resfriamento de 900°C para 700°C não seja mais rápido que três minutos. Mesmo com a influência de outros fatores na adesão metal/cerâmica, a perfeita combinação no coeficiente de expansão térmica da liga metálica e da porcelana apresenta um significado único. As chances de sucesso a longo prazo da restauração são muito altas se o conjunto metal/cerâmica estiver sob baixa força compressiva. Esta condição é alcançada se o CET linear da liga metálica for apenas ligeiramente acima da porcelana. O CET da porcelana é variável dentro de certo limite de acordo com o controle de temperatura do processo de queima.

O CET dita a taxa na qual um material irá se contrair durante o resfriamento. Esta taxa de contração pode criar tensões de cisalhamento na interface de materiais com diferentes CET. No caso da interface metal/cerâmica pode ocorrer uma propagação de trincas na interface levando a falha (ANUSAVICE, 2005 e CRAIG e POWERS, 2004). As cerâmicas dentárias são materiais frágeis apresentando maior resistência à compressão do que à tração. Por isso, é benéfico que alguma tensão de cisalhamento residual permaneça após o resfriamento, devido a uma diferença de CET pequena. De acordo com WATAHA (2002) o CET do metal deve ser ligeiramente mais alto (aproximadamente 0,5 x 10-6/°C) do que o da cerâmica, deixando a cerâmica em compressão residual no resfriamento.

Ainda não foram desenvolvidos métodos que produzam uma interface metalcerâmica com uma união química forte que poderia agir como "tags" que mantêm os dois materiais unidos, como ocorre nas restaurações de compósito através de agentes de união para o dente e a restauração. Porém, a formação de óxidos na superfície metálica tem contribuído para a formação de uma união forte. A prática comum da desgaseificação (tratamento térmico à ar ou à vácuo parcial) ou da pré-oxidação do metal cria óxidos de superfície que melhoram a união.

Os metais nobres, resistentes à oxidação, devem possuir outros elementos que se oxidem mais facilmente, como o índio e o estanho, para formar óxidos na superfície. As ligas de metais básicos contêm elementos, tais como o níquel, cromo e o berílio, que formam óxidos facilmente durante a desgaseificação. No entanto, deve-se tomar cuidado para evitar uma camada de óxido muito espessa. Algumas ligas de metais básicos são propensas a formar óxidos interfaciais excessivamente espessos, os quais enfraquecem a união metal-cerâmica. O jateamento com abrasivos refinados como as micro-esferas de alumina com diâmetros entre 25 μ m e 50 μ m freqüentemente é utilizado para remover o excesso de óxido e para tornar rugosa a superfície do metal e melhorar a união.

As ligas nobres utilizadas para fundir a infra-estrutura geralmente são à base de ouro contendo índio e Estanho. As ligas de Au-Pd, Ag-Pd e Ni-Cr foram desenvolvidas inicialmente como alternativas de baixo custo. Entretanto o aumento do preço do Pd tem elevado o custo das ligas à base deste elemento.

JOHNSON *et al.* (2006) analisaram as alterações na superfície da liga de Ni-Cr (Wiron 99, Bego) durante os seguintes estágios: (1) desinclusão e jateamento com partículas de Al_2O_3 , (2) acabamento e novo jateamento, (3) queima para oxidação, e (4) ciclo de queima para a aplicação de porcelana opaca (930°C por 3 minutos a vácuo). As amostras foram analisadas em cada estágio na superfície e também na profundidade de 5 a 10 nm através de XPS, EDS e MEV. Ocorreu uma redução de carbono e aumento de oxigênio durante o progresso dos estágios. Os autores concluíram que os estágios de oxidação/degaseificação são de extrema importância para trazer a superfície os elementos que estão diretamente envolvidos na união metal-cerâmica (Cr, Mn e Ca). O oxigênio na superfície da liga foi produzido por oxidação básica dos elementos da liga e estes óxidos estavam presentes em mais de uma forma dependendo no nível da energia de ligação. O magnésio foi encontrado na superfície nos estágios 3 e 4, o cromo parece aparecer no estágio 2 e então aumenta em porcentagem nos estágios 3 e 4. Outro achado importante foi a quantidade de Al₂O₃ encontrado na superfície que parecem ser as partículas inseridas na superfície da liga durante o jateamento. Esta contaminação também foi relatada por outros autores (PAPADOPOULOS, 1999, ANUSAVICE, 2005). WAGNER et al. (1993) e WU et al. (1991) recomendam o tratamento da superfície com Al₂O₃, e encontraram uma melhora de 46% no resultado de resistência de união. Já que o Al₂O₃ é encontrado na maioria dos pós de porcelana, a presença deste óxido na superfície da liga, e provavelmente fundida na superfície após a queima, podese dizer que o Al₂O₃ poderia levar a um aumento da adesão entre a porcelana e a liga metálica. Outra vantagem do jateamento com Al₂O₃ na superfície da liga é o aumento da área da superfície, que também possibilita uma melhor união da porcelana e a liga.

Os óxidos não são totalmente dissolvidos durante a fusão da cerâmica e, dessa forma, a interface óxido-liga pode ser um sítio de falha mecânica. Essa situação é especialmente verdadeira com algumas ligas que formam camadas ricas em Cr_2O_3 e que não se aderem bem à liga. Essas ligas requerem tipicamente a aplicação de uma agente de união na superfície da liga para modificar o tipo de óxido formado.

Em geral, óxidos metálicos são facilmente produzidos por metais básicos odontológicos, como as ligas de Ni-Cr, sob altas temperaturas (BERTOLOTTI, 1983), e a espessura da camada de óxido é dependente do grau de oxidação dos elementos metálicos da liga (RAPP, 1963). Em outras palavras, a espessura da camada de óxido está relacionada à quantidade e da taxa de difusão dos elementos metálicos oxidados na liga. Se a camada de óxido é muito espessa, a superfície metálica é suscetível à fratura durante o processo de queima da porcelana (PRESTON, 1988; TUCCILLO e

CASCONE, 1983). Por isso, o efeito da composição química da liga dentária de Ni-Cr na espessura da camada de óxido nas propriedades de união na interface metal/porcelana deve ser considerado.

BARAN, em 1983 analisou a cinética da oxidação de ligas de Ni-Cr com diferentes composições comparando com uma liga de Níquel de alta pureza e concluiu que as primeiras apresentam oxidação muito mais lenta e as diferentes ligas apresentaram comportamentos significativamente diferentes de acordo com suas composições. Concluiu, ainda que a temperatura apresentou uma influência na taxa de oxidação maior que a quantidade de oxigênio presente.

HUANG et al. (2005), analisaram o efeito da composição química das ligas dentárias de Ni-Cr na característica da união entre a porcelana e o metal. Utilizaram ensaio de dobramento em três pontos após queima da porcelana para medir a carga de fratura da liga metálica. Um microscópio eletrônico de varredura, acompanhado de um espectrômetro de dispersão de energia, foi usado para analisar a morfologia e a composição química da superfície de fratura. Os resultados mostraram que as camadas de óxido formadas em todas as ligas de Ni-Cr contém principalmente Cr₂O₃, NiO e traços de MoO₃. A liga de Ni-Cr com maior quantidade de Cr apresentou maior camada de óxidos. No entanto, Cr₂O₃ excessivo pode induzir tensões internas através da alteração no coeficiente de expansão térmica da camada de porcelana, resultando em uma união mais fraca na interface porcelana/metal. Por isso, o alumínio é normalmente adicionado nas ligas metálicas para melhorar o grau de oxidação via formação de Al₂O₃ que limita o crescimento da camada de óxidos. O Be (como BeO) apresenta a mesma função do Al e ainda melhora as características de fundição da liga metálica. No entanto é tóxico e altamente alergênico, não sendo recomendado seu uso em odontologia. A presença de Ti (como TiO₂) não apresentou nenhuma influência no comportamento da camada de óxidos. O mapeamento da camada de óxidos mostrou que o Al (resultante da camada da porcelana) e o Ni (resultante do substrato metálico) foram detectados em ambos os lados do metal e da cerâmica da superfície de fratura. A fratura inicialmente ocorreu na superfície externa da porcelana e propagou-se ao longo da interface entre a porcelana opaca e o metal, e mostrou a morfologia de fratura adesiva. O ensaio de dobramento foi realizado em alguns corpos de prova com a carga sendo aplicada na região do metal e em outros, com a carga sendo aplicada na região da porcelana. A carga de fratura neste último caso foi superior (16 a 31 Kg) comparada à aplicação no

metal (4 a 5 Kg), o que está de acordo com a propriedade mecânica da porcelana que é reconhecidamente frágil e então sujeita a falhar pela propagação de trincas, e ainda, não suporta bem tensões trativas. As espessuras da camada de óxidos variaram entre 0,8 e 1,6µm.

LIN *et al.* (2007) encontraram que após a queima da liga de Ni-Cr, a intensidade dos picos de carbono, oxigênio e molibdênio aumentou na região próxima à superfície. O resultado do XRD mostrou que MoNi e Cr_3Ni_2 existem antes da queima. Após a queima, MoNi e pequenos picos de Cr_2O_3 aparecem na superfície. Isso pode explicar porque ocorre um aumento da liberação de íons Ni e Mo após a queima. Isto está de acordo com o achado no XPS onde os picos de Mo 3d e Ni aumentaram após a queima. A segunda fase que aparece após a queima pode ser CrMo. Isto pode contribuir para o significante aumento da liberação dos íons de Cr e Mo após a queima. O exame da superfície por XPS mostrou que não houve uma diferença significativa antes e após a queima, exceto pelo aumento na intensidade dos picos de Mo e Ni. Estes picos parecem não estar relacionados a formação da superfície de proteção de óxidos metálicos como MoO_x mas sim da formação de precipitados intermetálicos de Mo-Ni, baseados nos resultados de XRD.

Além do Ni e do Cr o Mo é o terceiro elemento mais importante nas ligas de Ni-Cr. O Mo é um metal refratário e não é facilmente oxidado, mas o óxido de molibdênio (MoO₃) se torna volátil a temperaturas superiores a 900°C (BARAN, 1984), o que após tratamento térmico para a formação de óxidos (desgaseificação, geralmente 990°C por 5 minutos), pode deixar vazios e/ou defeitos na superfície da camada de óxidos.

Nas ligas de Ni-Cr o Cromo fornece resistência à perda de brilho e à corrosão. Essa liga é mais dura que as ligas de metais nobres, mas geralmente possuem baixos limites de escoamento. O Ni-Cr possui alto módulo de elasticidade permitindo infraestrutura mais fina. Possui densidade baixa (7 a 8 g/cm³) e temperatura de fundição alta.

Na prática diária alguns profissionais reutilizam o metal que sobrou da fundição de uma prótese para a outra prótese com a finalidade de diminuir custos de produção. No entanto, quando o metal é derretido e fundido, alguns elementos químicos podem ser perdidos, principalmente aqueles que formam óxidos facilmente. Portanto, certa porção de liga metálica nova (geralmente metade) deve ser adicionada cada vez que o metal é reutilizado, com o intuito de repor a perda desses elementos.

ALMEIDA *et al.* (2004) compararam a influência de refundir a liga de Ni-Cr na união metal/cerâmica. Utilizaram um material novo e outro 100% reutilizado. Aplicaram cerâmica sobre estes metais e realizaram o ensaio de dobramento em três pontos com aplicação de 50 Kg de carga. Os resultados mostraram que a liga nova apresentou valores de resistência da união de 33,68 N, enquanto a liga refundida apresentou valor três vezes menor, 11,93 N.

Do ponto de vista teórico e prático, a rugosidade, ou a topografia da interface metal-cerâmica compreendem grande parte da adesão. A penetração da cerâmica numa superfície rugosa do metal pode se unir mecanicamente com o metal, melhorando a união. A área aumentada associada à interface mais rugosa também fornecerá mais espaço para ocorrerem ligações químicas. Se não ocorrer penetração da cerâmica na rugosidade da liga metálica poderá haver diminuição da união. Isso pode acontecer com as porcelanas queimadas inadequadamente ou quando o opaco não foi aplicado corretamente, não ocorrendo o molhamento satisfatoriamente. O ângulo de contato entre a cerâmica e o metal é uma medida de molhamento e, em certo grau, é a qualidade da união formada. O molhamento da superfície da liga pela cerâmica fundida indica uma interação entre os átomos de superfície do metal com a cerâmica. Os baixos ângulos de contato indicam bom molhamento. O ângulo de contato da cerâmica com uma liga de ouro é de aproximadamente 60 graus.

A maioria das restaurações com Ni-Cr apresenta um bom desempenho clínico. No entanto, os produtos de sua corrosão e componentes destas ligas apresentam um potencial em causar hipersensibilidade e outras reações teciduais (SETCOS *et al.*, 2006). As propriedades de corrosão das ligas dependem da sua composição química, microestrutura e do desenvolvimento da superfície de proteção por óxidos. As ligas de Ni-Cr que apresentam entre 16-27% de Cr, 6-17% de Mo e sem Berílio apresentam uma superfície de proteção por óxidos homogênea, baixa taxa de corrosão, altos limites de passivação, e resitência a corrosão por pit e sulcos em testes de corrosão eletroquímica (HUANG, 2003, ROACH *et al.*, 2000).

Atualmente o Ni-Cr está sendo substituído pelo Co-Cr com a finalidade de se eliminar o níquel, considerado tóxico. A Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto desenvolveu uma liga de Co-Cr-Ti que apresenta uma melhor resistência à corrosão do que a liga de Co-Cr devido a presença do Titânio. Segundo FERNANDES NETO *et al.* (2006) esta liga de Co-Cr-Ti apresentou maior resistência ao cisalhamento do que as ligas de Ni-Cr testadas (Durabond, Lite Cast B e Resistal P) para os três sistemas cerâmicos analisados (Vita VMK 88, Williams e Duceram).

3.3 - Influência do Preparo Dentário

O preparo dentário pode ser definido como sendo um processo de desgaste seletivo de esmalte e/ou dentina em quantidades e área pré-determinadas, dentro de uma seqüência de passos operatórios pré-estabelecidos, com a finalidade de criar espaço para uma restauração (MEZZOMO, 1994). Em prótese, a finalidade do preparo dentário é apoiar e reter trabalhos fixos, havendo necessidade de, muitas vezes, preparar dentes normais e sãos (SAITO, 1999).

É uma das etapas mais importantes do tratamento em prótese devendo ser executado com meticulosa atenção aos detalhes e precisão em todas as fases, visando a proteção do complexo dentina-polpa, saúde periodontal, bons resultados estéticos, apropriada oclusão, proteção ao remanescente dentário, espaço suficiente para o material restaurador, garantindo assim a longevidade da restauração (SAITO, 1999).

Para que um retentor de prótese seja biologicamente aceitável e mecanicamente satisfatório, o dente, sobre o qual ele se apóia, deve ser preparado de maneira que o retentor receba suficiente suporte e adequada retenção contra forças de deslocamento exercidas pela oclusão (SAITO, 1999) e durante a função (MEZZOMO, 1994).

Os princípios mecânicos que regem os preparos dentários são a retenção e estabilidade (forma de retenção e forma de resistência, respectivamente). A retenção é a habilidade que um preparo possui de resistir às forças de remoção da restauração, segundo o eixo de inserção. A forma de resistência é a propriedade que evita o deslocamento da restauração promovida por forças oclusais oblíquas ou de direção apical durante o ciclo mastigatório (SHILLINBURG *et al.*, 1988, SAITO, 1999).

A configuração geométrica de um preparo obtido através de certo paralelismo das paredes e altura adequada torna a retenção e estabilidade propriedades inseparáveis.

A unidade básica de retenção é o conjunto formado por duas superfícies opostas, ou seja, o paralelismo, grau de expulsividade, grau de convergência ou conicidade. Paredes paralelas proporcionam a máxima retenção pelo atrito, entretanto, dificultam o assentamento e a remoção da restauração durante as provas e a cimentação. A retenção diminui consideravelmente à medida que a inclinação das paredes aumenta de 0 a 10 graus, segundo JORGENSEN (1955). SHILLINBURG *et al.* (1988) afirma que uma conicidade de 6 graus entre paredes opostas é considerada excelente, pois é fácil de fazer clinicamente sem grande perda de capacidade retentiva. Entretanto, SAITO (1999) considera o grau de expulsividade entre 5 e 6 graus difícil de ser obtido, sendo 16 graus de conicidade considerado clinicamente aceitável.

É preciso considerar que, por maior que seja a retenção mecânica, ela sozinha não é capaz de resistir sempre ao deslocamento axial frente às forças mastigatórias. Há necessidade, secundariamente, de que uma película de cimento seja interposta entre o preparo e a restauração, ocupando as irregularidades das superfícies e proporcionando, juntamente com a retenção mecânica, a estabilidade da peça durante a função mastigatória (MEZZOMO, 1994).

A convergência das paredes axiais permite um melhor escoamento do cimento com adaptação passiva da restauração (MEZZOMO, 1994, SHILLINBURG *et al.*, 1988, ROSENSTIEL *et al.*, 1988). Permite assim, uma menor espessura da película de cimento na região oclusal conferindo maior adaptação marginal e correto relacionamento oclusal com o dente antagonista, sem necessidade de ajustes oclusais grosseiros.

CAMERON *et al.* (2006) após realizarem ensaio de fadiga com cargas de deslocamento laterais de coroas cimentadas sobre preparos dentários com diferentes graus de expulsivade concluíram que até dez graus é possível se obter uma forma de resistência ao deslocamento. Quanto maior o ângulo do preparo, menor foi a capacidade de resistir ao deslocamento, sendo que o número de ciclos de fadiga diminuiu significativamente quando o ângulo ficou entre 10 e 20 graus.

A retenção também está relacionada à adaptação e atrito entre a superfície interna da restauração e a parede axial do preparo. Portanto, quanto maior a superfície axial do preparo, maior a retenção (KAUFMAN *et al.*, 1961, LOREY e MYERS, 1968). Quanto maior a altura, maior a superfície de contato, assim sendo, a retenção é diretamente proporcional a altura que determina o aumento da superfície de atrito. Segundo SMYD (1952), as paredes axiais devem ter altura suficiente para impedir a rotação da peça fundida ao redor de um fulcro ou centro de rotação atuando na borda cervical mais periférica, próxima da linha de ação da força.

24

Se a carga mastigatória for aplicada na coroa, formando um ângulo oblíquo, a linha de ação da força passará fora da superfície do dente preparado, fazendo com que a peça gire em torno do fulcro, cujo raio de rotação forma um arco tangente à superfície do preparo, ficando a película de cimento sujeita ao efeito de cisalhamento. A área envolvida por esta linha tangente é denominada área de resistência ao deslocamento (HEGDAHL e SILNESS, 1977). Quanto maior a altura, maior será a área de resistência que impede o deslocamento (Figura 3).



Figura 3: Representação da área de resistência (AR), hachurada, obtida em um preparo dentário ABCD.

O preparo deve ser planejado de maneira que a restauração possa ter uma espessura de metal necessária para resistir às forças oclusais. O espaço interoclusal é um dos parâmetros mais importantes para se conseguir uma apropriada espessura do metal e uma boa resistência à restauração. Uma das razões de fratura em cerâmica foi atribuída ao preparo inadequado do dente, que resulta em pouco espaço interoclusal para a infraestrutura metálica e porcelana. O preparo deve reproduzir os planos inclinados básicos da superfície oclusal, para se obter um suficiente espaço inter-oclusal sem encurtamento excessivo do dente (SHILLINBURG *et al.*, 1988). No entanto, o preparo oclusal anatômico muitas vezes é negligenciado e os dentes são preparados com uma redução oclusal plana, independente da forma anatômica das cúspides (OYAR *et al.*, 2006). Preparando uma face oclusal plana encurta-se muito o preparo que geralmente já apresenta uma altura próxima do mínimo necessário para uma adequada retenção. Do mesmo modo, é importante fazer a redução necessário para uma boa morfologia funcional (SHILLINBURG *et al.*, 1988). CREUGERS *et al.* (1992) concluíram que a maior causa de falha das cerâmicas é o preparo inadequado. O preparo dentário deve fornecer a espessura suficiente para a liga bem como fornecer espaço suficiente para a espessura adequada da cerâmica, a fim de resultar numa restauração com características estéticas necessárias. A geometria do término do preparo cavitário deve ser em ombro reto, com ângulos arredondados ou em chanfro, para permitir volume suficiente dos materiais restauradores e do agente cimentante e evitar fratura nessa área.

Se uma restauração com contornos normais é feita sobre um dente com redução axial ou oclusal inadequadas, suas paredes serão finas e estarão sujeitas a distorções. Frequentemente, o técnico de laboratório tenderá a compensar o preparo insuficiente, podendo levar a contatos prematuros ou danos aos tecidos adjacentes (SHILLINBURG *et al.*, 1988).

A forma do casquete metálico pode ter uma importância decisiva no sucesso ou falha da restauração. A função e a integridade estrutural da restauração são muito importantes e não devem ser sacrificadas para se obter maior espessura de porcelana, que apenas melhoraria o seu efeito estético. O resultado poderia ser uma restauração de pequena duração e um duvidoso serviço ao paciente. Ao planejar o casquete três importantes pontos devem ser considerados (SHILLINBURG *et al.*, 1988):

1 – A extensão da área a ser recoberta com porcelana;

2 – A espessura da liga metálica da infra-estrutura;

3 – A posição dos contatos oclusais.

A porcelana deve ter uma espessura mínima compatível com uma boa aparência estética. Uma camada fina e uniforme de porcelana, suportada por uma estrutura metálica rígida é a solução mais acertada. As deficiências do preparo devem ser preenchidas no preparo ou compensadas pela maior espessura do casquete (SHILLINBURG *et al.*, 1988). Apenas com uma redução correta a coloração escura da infra-estrutura metálica pode ser mascarada e a porcelana reproduzir a aparência de um dente natural (OYAR *et al.*, 2006).

Pode-se verificar na Figura 2 o preparo correto, segundo SHILLINBURG *et al.* (1988) com espaço suficiente para metal, cerâmica e cimento, respeitando a anatomia do dente e ainda, os tipos de preparos incorretos (Figuras 4) que podem levar à espessuras incorretas de material restaurador, levando à falha.



Figura 4: Preparo cavitário incorreto com desgaste da região da superfície oclusal não respeitando a inclinação das cúspides vestibular e lingual.

CRAIG e POWERS (2004) afirmam que a infra-estrutura metálica deve apresentar alta rigidez para reduzir as tensões na cerâmica pela redução da deflexão e assim da deformação. É essencial uma alta resistência à flexão porque as infraestruturas são relativamente finas, entre 0,3 e 0,5mm de espessura. Não deve ocorrer distorção durante a queima da cerâmica, caso contrário, a adaptação da restauração estará comprometida. A fusão em temperaturas mais baixas que a dos outros materiais cerâmicos diminui o potencial de distorção da infra-estrutura metálica. Os óxidos de sódio e de potássio, presentes na matriz vítrea, são responsáveis pela diminuição das temperaturas de fusão para uma faixa de 930°C a 980°C.

Poucos estudos foram realizados diferenciando a distribuição de tensões em dentes com diferentes tipos de preparos dentários. ANUSAVICE *et al.* (1986) analisaram a influência da espessura da infra-estrutura metálica na distribuição de tensões em coroas totais metalo-cerâmicas (CTMC) em dentes anteriores, através da análise por métodos de elementos finitos (MEF) em 2D. Foram analisadas ligas de Au-Pd e Ni-Cr com espessuras de 0.1 e 0.3mm. A carga aplicada foi de 200N, distribuída pela superfície da porcelana, próximo à união metal/porcelana na face lingual do elemento dentário. A tensão de tração máxima encontrada foi de 29.5 MPa e de compressão, 123.1 MPa. A maior deformação da porcelana para o sistema com Ni-Cr foi de 0.016% e de 0.014% no sistema com Au-Pd. A tensão máxima e deformação da porcelana para as coroas totais com espessura de 0.3 e 0.1 µm não apresentou diferenças

significativas. Todos os valores encontrados ficaram abaixo dos valores críticos de falha da porcelana.

PROOS *et al.* (2002) analisaram a distribuição de tensões através de MEF em 2D de dentes pré-molares restaurados com CTMC com diferentes espessuras da infraestrutura metálica, e ainda tentaram associar a localização e a forma dos modos de falha. Aplicaram carga vertical de 600N em CTMC com ligas de ouro, paládio, titânio e níquel-cromo. O valor máximo da tensão principal de tração na porcelana foi encontrado em sua superfície, com maior valor no sistema com ouro. Foi encontrada uma relação inversa entre o valor máximo da tensão principal de tração de cada sistema e o módulo de elasticidade de cada material da infra-estrutura. A infra-estrutura metálica apresentou a tensão de Von Mises máxima na região do ângulo formado entre as paredes oclusal e axial, e o valor máximo sficaram bem abaixo dos valores de limite de escoamento dos metais utilizados.

OYAR et al. (2006) analisaram o efeito de dois tipos de preparos dentários na distribuição de tensões em dois tipos de coroas metalo-cerâmicas através do MEF 2D. Os preparos dentários foram realizados com 6 graus de convergência, término cervical em ombro, sendo que na redução oclusal um dos preparos foi realizado com a forma anatômica das cúspides (preparo anatômico) e o outro realizado com formato plano independente da anatomia oclusal (preparo não anatômico). As ligas utilizadas foram de Ni-Cr (Remanium CS, Dentaurum) e de Au-Pd (Au-Pd, J.F., Jelenko). A espessura da liga foi uniforme de 0,5mm e a porcelana feldspática (Klema) apresentou uma espessura média de 1,5mm. O agente cimentante não foi modelado e os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e com comportamento linear elástico. A carga foi aplicada pontualmente na ponta da cúspide vestibular e no ponto mais baixo do sulco principal. Cada ponto recebeu carga de 200N. Os resultados mostraram que as tensões aumentaram aproximadamente quatro vezes na estrutura da porcelana com o preparo não anatômico. No preparo oclusal plano a flexibilidade da liga metálica diminuiu como resultado do aumento da espessura da infra-estrutura, portanto concluíram que a tensão de cisalhamento desenvolvida na estrutura da porcelana foi menor. O aumento do módulo de elasticidade da infra-estrutura metálica levou a uma diminuição dos valores das tensões na restauração nos dois tipos de preparo. Com o preparo oclusal anatômico foi observado que aumentou a tensão na dentina, principalmente nas margens, e no

preparo não anatômico não foram encontradas diferenças. Na análise das tensões de cisalhamento concluíram que o preparo anatômico nas coroas em liga de Ni-Cr apresentaram distribuição de tensões mais homogêneas na dentina. Os autores não encontraram nenhuma influência dos preparos ou ligas metálicas na distribuição e valores de tensões na polpa dentária e tecido ósseo.

3.4 – Fatores do Meio Oral

Devido ao fato do dente ser um dos componentes do Sistema Mastigatório, ele estará sujeito às alterações de temperatura, do meio oral e de carregamento imposto a este sistema. As restaurações devem ser capazes de resistir às mesmas condições impostas aos dentes naturais. Por isso, é necessária a compreensão de todas as funções deste sistema e qual a sua influência no comportamento do dente. Alguns estudos atribuíram as razões de falhas das restaurações metalo-cerâmicas a fatores do meio e particularmente à ação da saliva. SHERILL e O'BRIEN, 1974, encontraram uma redução de 20% a 30% da resistência em restaurações metalo-cerâmicas em meio de saliva. MICHALSKE e FREIMAN (1982) afirmaram que as ligações de silicato na matriz de vidro da cerâmica são suscetíveis a hidrólise no meio úmido na presença de tensões mecânicas. DAUSKARDT et al., 1990, afirmaram que a união entre silício e oxigênio torna-se mais fraca entre o metal e a cerâmica na presença de umidade que induz a falhas, principalmente devido à propagação de água na ponta da trinca. No meio oral, a influência da água, saliva e da fadiga, causado pelo carregamento cíclico a que o dente é submetido durante as funções do sistema mastigatório, são considerados importantes fatores de risco, pois diminuem a resistência do material cerâmico de forma cumulativa, interferindo na durabilidade da restauração (WHITE *et al.*, 1995).

TOPARLI *et al.* (2003) afirmaram que os líquidos quentes e frios na cavidade oral criam gradientes de temperatura em dentes com coroas totais causando fadiga térmica. Os autores avaliaram a distribuição de tensões térmicas utilizando o método de elementos finitos em três dimensões de um pré-molar sem restauração e restaurado com coroas totais metalo-cerâmicas com ligas de Au-Pd e Ni-Cr. No frio fizeram variação de temperatura de 36°C para 15°C mantidas por 1 segundo. A tensão encontrada foi de tração. No calor variaram a temperatura de 36°C para 60°C mantendo por um segundo e a tensão encontrada foi de compressão. Os resultados mostraram que no dente sadio ocorreram pequenas alterações de tensões. As alterações de tensões de tração e de compressão foram menores para o modelo com liga de Au-Pd do que o modelo com liga de Ni-Cr.

O sistema mastigatório é a unidade funcional do corpo primordialmente responsável pela mastigação, fala e deglutição. Serão descritas a seguir cada uma destas funções e como elas podem influenciar as cargas aplicadas aos dentes, segundo OKESON (2003).

3.4.1 – <u>Mastigação</u>

A mastigação é definida como o ato de mastigar alimentos. Ela representa o estágio inicial da digestão, quando a comida é dividida em pequenos pedaços para facilitar a deglutição. A mastigação é composta por movimentos rítmicos e bem controlados de abertura e fechamento mandibular. Quando a mandíbula é visualizada num plano frontal durante um único movimento de mordida, a seguinte sequência ocorre: na fase de abertura ela desce da posição intercuspidal (de fechamento) a um ponto onde as bordas incisais dos dentes estão entre 16 a 18 mm umas das outras. Então ela se movimenta lateralmente de 5 a 6 mm da linha média quando o movimento de fechamento inicia. A primeira fase do fechamento segura a comida entre os dentes e é chamada fase de amassamento. Quando os dentes se aproximam uns dos outros, o deslocamento lateral é diminuído de forma que quando os dentes estão somente 3 mm separados a mandíbula ocupa uma posição somente 3 a 4 mm lateral à posição do início da mordida. Neste ponto os dentes estão posicionados de forma que as cúspides vestibulares dos dentes inferiores estão quase diretamente abaixo das cúspides vestibulares dos dentes superiores no lado para o qual a mandíbula se deslocou. Conforme a mandíbula continua a fechar, o bolo alimentar é mantido entre os dentes. Isso inicia a fase de trituração do movimento mastigatório. Durante a fase de trituração a mandíbula é dirigida pelas superfícies oclusais dos dentes de volta à posição de intercuspidação, o que faz com que as vertentes das cúspides dos dentes se cruzem permitindo o corte e trituração do alimento.

Especulou-se que o alimento entre os dentes, juntamente com a resposta rápida do sistema neuromuscular, impedem o contato dental. No entanto, quando o alimento é levado à boca, inicialmente, poucos contatos ocorrem. À medida que o bolo alimentar é dividido, a freqüência do contato dos dentes aumenta. Nos estágios finais da mastigação, um pouco antes da deglutição, o contato ocorre em cada mordida. Dois tipos de contatos foram identificados: <u>deslizamento</u>, que ocorre quando as vertentes das cúspides cruzam-se durante a abertura e na fase trituratória da mastigação, e <u>simples</u>, que ocorre na posição de máxima intercuspidação.

Aparentemente todas as pessoas têm certo grau de contato deslizante. A porcentagem média de contato deslizante que pode ocorrer durante a mastigação é estimada em 60% na fase de trituração e 56% na fase de abertura. O tempo médio de contato entre os dentes na mastigação é de 194 mseg. A força máxima de mastigação que pode ser aplicada nos dentes varia de indivíduo para indivíduo. Esta variação também ocorre dependendo da região analisada, ou seja, a força máxima aplicada por um dente molar é geralmente muitas vezes maior que aquela aplicada por um incisivo.

3.4.2 - Deglutição

A deglutição é uma série de contrações musculares coordenadas que move o bolo alimentar da cavidade oral através do esôfago até o estômago. Durante a deglutição os lábios se fecham, selando a cavidade oral. Os dentes são levados até sua posição de máxima intercuspidação estabilizando a mandíbula. A mandíbula deve estar fixa de forma que a contração dos músculos supra-hióides e infra-hióides possam controlar o movimento do osso hióide, necessário para a deglutição.

No adulto normal a estabilização da mandíbula ocorre através dos contatos dentais. O contato médio entre os dentes durante a deglutição normal dura cerca de 683 mseg. Este tempo é três vezes mais longo do que durante a mastigação. A força aplicada nos dentes durante a deglutição é de equivalente a 30,16 quilogramas, que é 3,54 quilogramas a mais do que a força feita na mastigação.

A deglutição ocorre 590 vezes durante um período de 24 horas, 146 ciclos durante a mastigação, 394 ciclos entre as refeições enquanto acordado e 50 ciclos durante o sono. Níveis mais baixos de fluxo salivar durante o sono resultam em menor necessidade de deglutição.

3.4.3 – <u>Fala</u>

A fala é a terceira função principal do sistema mastigatório. Através da variação de posições dos lábios e língua no palato e nos dentes, a pessoa consegue produzir uma variedade de sons. Os dentes são importantes para o som de "S". As bordas incisais dos incisivos superiores e inferiores se aproximam, mas não se tocam. O ar passa entre os dentes e o som de "S" é conseguido. A língua toca os incisivos superiores para emitir o som de "TH". O lábio inferior toca as bordas incisais dos dentes superiores para formas os sons de "F" e "V". Uma vez que se aprende a falar, isso é feito quase que inteiramente sob controle inconsciente do sistema neuromuscular. Nesse sentido pode ser considerado um reflexo condicionado.

3.4.4 - Atividades do sistema mastigatório

As atividades do sistema mastigatório podem ser divididas em dois tipos: <u>funcional</u> (descrita anteriormente), que inclui a mastigação, deglutição e fala e <u>parafuncional</u> que inclui apertar ou ranger os dentes (chamado de bruxismo) e outros hábitos orais (mastigar objetos, chupar dedo ou chupeta, atividades ocupacionais, etc.). As atividades funcionais são atividades musculares controladas que permitem ao sistema mastigatório realizar suas funções necessárias com um dano mínimo a estrutura. Os reflexos protetores estão constantemente presentes e protegem contra contatos dentais indesejados. As atividades parafuncionais podem ser divididas em atividades diurnas e noturnas. As atividades parafuncionais diurnas estão relacionadas muitas vezes a momentos de concentração, exercícios físicos ou relacionadas a atividades diárias comuns do indivíduo. Normalmente, após a identificação do hábito o paciente passa a controlar e diminuir sua freqüência.

A atividade parafuncional noturna é muito comum e parece acontecer em episódios únicos, como o apertamento, ou rítmicos, como no caso de ranger de dentes. Em muitos pacientes ambas as atividades estão presentes e por isso são frequentemente descritas como eventos de bruxismo. O número e a duração dos eventos de bruxismo variam muito entre os indivíduos e também em um próprio indivíduo, apresentando dados muito diferentes na literatura, dificultando sua comparação.

3.4.5 – Força de contato dos dentes

As forças mastigatórias, causadas pela contração dos músculos da mastigação, são transmitidas aos dentes através dos alimentos. O valor destas forças, tanto durante as forças normais de mastigação quanto sob o esforço de mordida máximo, depende de fatores como a idade, sexo do indivíduo, condição do dente, assim como da dureza do alimento, sua consistência, e a fase do ciclo mastigatório. As forças mastigatórias são maiores na região de primeiro molar (DEJAK *et al.*, 2003). Os dentes posteriores fraturam mais quando comparados aos dentes anteriores e em particular o primeiro molar inferior (BADER *et al.*, 2001). Segundo NEUMANN e DiSALVO (1957) as cargas variam ainda dependendo da sociedade por apresentarem diferentes hábitos alimentares, por exemplo, a força máxima de mordida na região de molar encontrada nos adultos americanos ficou entre 34,02 e 68,04 kg enquanto que na sociedade de Eskimós os valores ficaram entre 90,72 a 136,08 kg.

As forças mastigatórias que ocorrem durante a mastigação estão constantemente alterando sua direção, quantidade, e localização da aplicação da força, dependendo da relação de contato dos dentes antagonistas (DEJAK *et al.*, 2003).

O bruxismo, uma parafunção de alto índice de ocorrência na população, é comumente considerado o principal fator contribuinte para a atrição dentária, doença periodontal e desordens temporomandibulares (MCNEILL, 1997). Esta parafunção é caracterizada por movimento rítmico e de alta carga, bem como apertamento dentário muscular prolongado. Uma das áreas de interesse do bruxismo tem relação com a alta força de mordida entre os dentes antagonistas. NISHIGAWA et al. (2001) examinaram a força de mordida noturna que ocorre durante o bruxismo utilizando um dispositivo desenvolvido pelos próprios autores com extensômetro (strain-gauge) e encontraram uma média de força oclusal durante o bruxismo de 22,5 Kgf (220,64 N) com duração média de 7,1 seg. A média de força oclusal máxima voluntária foi de 79 Kgf (774,72 N). Os autores concluíram que o bruxismo é potencialmente prejudicial aos tecidos orais podendo destruir tecidos orais, dentes restaurados e próteses dentárias. No entanto, os valores de força oclusal máxima encontrada por FERRARIO et al. (2004), medidos na região de segundo pré-molar e primeiro molar, ficaram bem acima dos valores encontrados por NISHIGAWA et al. (2001). Os autores utilizaram um transmissor de força oclusal com um extensômetro (strain-gauge) em indivíduos jovens. Os valores

ficaram entre 446,10 N e 1021,16 N na primeira sessão e após duas semanas ficaram entre 580,79 N a 1220,69 N.

Durante as atividades funcionais a mandíbula move-se numa direção vertical e assim as forças predominantes aplicadas nos dentes também estão no sentido vertical. No entanto, durante as atividades parafuncionais, forças pesadas são colocadas nos dentes enquanto a mandíbula desloca-se de lado a lado. Este deslocamento causa forças horizontais, que não são bem toleradas e que aumentam a probabilidade de dano aos dentes e/ou às estruturas de suporte.

Os reflexos neuromusculares estão presentes durantes as atividades funcionais, protegendo as estruturas dentais de danos. Durante as atividades parafuncionais, no entanto, os mecanismos de proteção neuromuscular parecem estar ausentes ou pelo menos o nível de suporte é elevado, resultando em menor influência sobre a atividade muscular. Dessa forma os mesmos contatos dentais que inibem a atividade muscular durante a função não inibe a atividade parafuncional. Isto permite que a atividade parafuncional aumente e eventualmente alcance níveis tão altos a ponto de causar o colapso das estruturas envolvidas.

A fratura dos dentes resulta de uma combinação de forças agindo intraoralmente. Não é encontrado na literatura, segundo YI e KELLY (2007), artigos que descrevam o potencial da área de contato da carga na distribuição de tensões na parte interna da superfície do material dentário em estudo nem o comportamento de falha de acordo com a área de contato.

3.4.6 – Fadiga Mecânica

LOBELL *et al.* (1992) descreveram que as razões de fraturas intraorais da cerâmica estão associadas à força de impacto, fadiga, anatomia incorreta, microdefeitos no material, mastigação, parafunção e forças oclusais que ocorrem dentro da cavidade oral criando carregamento dinâmico repetitivo. Foi enfatizado que a fadiga é de considerável importância para as restaurações metalo-cerâmicas que estão sujeitas às forças cíclicas de baixa intensidade durante a mastigação. Forças oclusais altas, contatos prematuros e alterações de pH foram descritos como causa de falha para restaurações dentárias contendo vidro (ANUSAVICE e ZHANG, 1998). Embora estes dados

documentem a importância da força oclusal nas falhas, é praticamente impossível quantificá-la durante a mastigação.

A fadiga mecânica da cerâmica é governada por mecanismos relacionados às propriedades do material incluindo a microestrutura, comprimento de trincas e tenacidade à fratura, assim como a intensidade de tensões aplicadas (BAN e ANUSAVICE, 1990).

WIDERHORN (1968, 1974) afirmou que nas condições mastigatórias reais, as restaurações estão sujeitas aos carregamentos repetidos por longos períodos. Na prática clínica, no entanto, a magnitude e direção de forças mastigatórias não podem ser controladas. NIEDERMEIER *et al.* (1998) salientaram ainda que a falha poderá estar associada a um registro oclusal incorreto. Quando isto ocorre, ou ainda, a oclusão não é avaliada corretamente, contatos prematuros podem agir como zonas de tensões na cerâmica. FARAH e CRAIG (1975) salientaram o fato de que a fratura pode ocorrer devido a hábitos parafuncionais. Segundo OKESON (2003) nestes casos o carregamento oclusal se tornará até três vezes maior.

OYAFUSO et al. (2007) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da ciclagem térmica e de carga individualmente e em conjunto, na resistência flexural da cerâmica e infra-estruturas metálicas em ligas de ouro e de titânio comercialmente puro. Foram fundidas 96 barras nas ligas citadas. Depois foram jateadas com Alumina (150 µm) na região onde foi aplicado o agente de união, o opaco e a cerâmica de recobrimento. As amostras foram divididas em quatro grupos: grupo controle (armazenamento a 37°C por 24 horas), termociclagem (3000 ciclos, com temperaturas entre 4 e 55°C por 1 segundo), ciclagem de carga (20.000 ciclos sob carga de 10N, imersos em água destilada a 37°C) e um grupo submetido a ciclagem térmica e de carga. As amostras foram depois submetidas a carregamento monotônico. Os resultados mostraram que a resistência flexural para a combinação cerâmica/liga de ouro apresentou resultados mais altos do que a combinação de cerâmica com liga de titânio independente do ensaio realizado. Os testes de fadiga térmica e mecânica diminuíram a resistência do grupo de liga de ouro (média de 53 MPa) e de titânio (média de 29 MPa, para ambos os ensaios) significativamente comparado ao grupo controle (58 e 39 MPa, respectivamente). As amostras de titânio falharam de forma adesiva na interface metal/opaco, e em todas as amostras de liga de ouro foi encontrado resíduo de cerâmica na superfície.

POLJAK-GUBERINA *et al.* (1999) analisaram a resistência à fadiga em um sistema metalo-cerâmico com liga de Ag-Pd. As barras foram divididas em dois grupos. O primeiro foi submetido ao ensaio de fadiga imediatamente após sua confecção e o segundo grupo foi submetido à termociclagem (1000 vezes variando a temperatura de 5 a 55°C) antes de ser submetido ao ensaio de fadiga. A iniciação da trinca nas amostras sem termociclagem apareceu com cargas de 850N após 3.630.500 ciclos e nas amostras termocicladas apareceu com cargas de 550N após 475.000 ciclos. O número de ciclos de carga diminuiu proporcionalmente com o aumento da carga em ambos os grupos, então quando uma carga de 1200N foi aplicada às amostras termocicladas, com 380 ciclos apenas.

A análise do comportamento de dente em fadiga é um importante meio para entendermos porque alguns dentes fraturam em menor tempo que outros e muitas vezes apresentando até um menor número de trincas e aparentemente menores.

O mecanismo pelo qual uma trinca leva à fratura está relacionado à tensão a que este dente é submetido, ao tamanho da trinca, mas o que deve ser observado principalmente é se esta trinca está perpendicular em relação à carga aplicada. Isto porque quando esta está paralela não há o componente de tração não levando ao aumento, propagação, que causa a ruptura. Da mesma forma, se esta trinca está oblíqua, o componente de tração é menor não alcançando o valor de tensão crítico da propagação e fratura. Portanto, não adianta ser analisado apenas a quantidade e tamanho de trincas pré-existentes, nem somente a tensão aplicada. È importante ser verificado qual a direção, vetor da carga mais deletéria, ou seja, a direção da carga que leva à fratura sob uma tensão máxima em um sólido sem defeitos. A partir deste conhecimento, utilizando-se o valor de tenacidade à fratura (K_{IC}) do material, podemos chegar ao tamanho crítico da trinca a partir da equação de KIC. O modo I de carregamento é o modo em tração, ou seja, de abertura do sólido. Se o sólido que estamos analisando sofre outro tipo de carregamento como deslizamento ou cisalhamento, teríamos que mudar a análise para os modos II ou III (K_{II} ou K_{III}). O "c" é o valor crítico, ou seja, àquele que leva à fratura do material.

Para qualquer estado de tensões é sempre possível definir um novo sistema coordenado cujos eixos são perpendiculares aos planos nos quais as tensões normais máximas atuam e não existem tensões cisalhantes atuando. Estes planos são

denominados <u>planos principais</u>, e suas tensões normais de <u>tensões principais</u>. Para uma tensão plana bidimensional existirão duas tensões principais, $\sigma 1 e \sigma 2$, que ocorrem em ângulos de 90 graus. Para o caso mais geral de uma tensão tridimensional, existirão três tensões principais $\sigma 1$, $\sigma 2 e \sigma 3$. Por convenção, $\sigma 1$ é algebricamente a maior das tensões principais, enquanto a $\sigma 3$ é o valor algebricamente menor. As direções das tensões principais são os eixos principais 1, 2 e 3. Embora geralmente os eixos principais 1, 2 e 3 não coincidam com os eixos cartesianos, para diversas situações encontradas na prática esta coincidência pode existir, devido a simetria de carga e deformação. A especificação das tensões principais e de suas direções proporciona uma maneira conveniente de se descrever o estado de tensões em um ponto (DIETER, 1988).

Em um sólido submetido a um carregamento, são formadas tensões nos eixos x, y que são principais e σ_{xy} que é a tensão cisalhante. Pode ocorrer a formação destes três eixos em qualquer ponto do sólido, como o ponto do elemento da malha do MEF, até que um dos pontos a tensão cisalhante desapareça. A tensão cisalhante está relacionada ao escoamento plástico dos materiais. Se ela não está presente, não há escoamento, assim teremos um maior risco de fratura. Por outro lado haverá um ponto onde o cisalhamento será maior e então um maior risco de escoamento do material. Por isso, é importante a utilização das tensões principais (x e y) quando se analisa fratura.

No caso de três dimensões temos o eixo da componente de tensão σ_{zz} e sua presença e intensidade estão relacionadas com a espessura (B), altura (W) da amostra e tamanho de trinca (a), tal que os valores de K obtidos nos ensaios para o cálculo do tamanho da zona plástica deverão ser utilizados e comparados com as dimensões do corpo de prova e com o tamanho da trinca, de acordo com as equações a e b.

- (a) a, B > 2,5 $(K_q/\sigma_y)^2$
- (b) W > 5,0 $(K_q/\sigma_v)^2$

Onde K_q é o valor correspondente à carga de fratura (P_f) e o σ_y é o limite de escoamento do material nas condições de ensaio. Caso sejam satisfeitas as equações a e b, K_q será igual à K_{IC} , e é denominado de tenacidade à fratura do material e, portanto independe das dimensões do corpo de prova.

Em condições normais de uso, os produtos devem sofrer esforços que resultam em tensões abaixo do limite de proporcionalidade, ou limite elástico. No entanto, é possível que, após algum tempo de uso normal, sem aviso prévio e sem motivo aparente, o componente venha a fraturar. Essa fratura é típica do processo de fadiga. Fadiga é a ruptura de componentes, sob uma tensão nominal bem inferior à tensão máxima suportada pelo material, porém sob condições cíclicas. A ruptura por fadiga começa a partir da formação de uma trinca (nucleação) ou mesmo a partir de uma pequena falha superficial pré-existente. Numa segunda etapa haverá o seu crescimento até atingir o tamanho crítico da trinca, ocorrendo então a completa fratura do componente. O estudo da fadiga é importante porque a grande maioria das falhas que ocorrem nos materiais odontológicos utilizados na cavidade oral, se deve à fadiga, ou seja, à função oclusal (carregamento cíclico).

Uma superfície mal acabada contém irregularidades que atuam como um entalhe aumenta a concentração de tensões, resultando em tensões que tendem a diminuir a resistência à fadiga. Defeitos superfíciais causados por polimento também diminuem a resistência à fadiga. O meio ambiente também influencia consideravelmente o limite de fadiga, pois a ação corrosiva de um meio químico acelera a velocidade de propagação da trinca. A forma é um fator crítico, porque a resistência à fadiga é grandemente afetada por descontinuidades nas peças, como cantos vivos, encontros de paredes, mudança brusca de seções (concentradores de tensões).

Segundo QUINN *et al.* (2005) os testes de propriedades mecânicas, como dureza e resistência, apresentam certa validade na indicação de uso, mas são limitados em prever o comportamento clínico do material. Uma exceção é o teste de tenacidade à fratura. Esta propriedade do material mede a capacidade de um sólido conter uma trinca estável para um determinado valor de tensão ao qual está submetido. As cerâmicas dentárias se mostram particularmente suscetíveis a este tipo de falha. A tenacidade à fratura é um valor crítico associado à extensão da trinca para um modo particular de carregamento (I, II ou III). No caso do modo I, o seu valor crítico é chamado de K_{IC}. Aços e metais dúcteis apresentam valores de K_{IC} da ordem de 50 MPa m^{1/2}. Em baixas temperaturas, os materiais metálicos se tornam frágeis, e a tenacidade à fratura cai para valores da ordem de 10 MPa m^{1/2}. As cerâmicas dentárias apresentam em média valores da ordem de K_{IC} de 5 MPa m^{1/2}. QUINN *et al.* (2003) realizaram testes de tenacidade à fratura de algumas cerâmicas com o objetivo de obter valores significativos de K_{IC}. Os valores encontrados para as cerâmicas feldspáticas ficaram entre 0.99 e 1.26 MPa m^{1/2}, sendo a diferença desses valores associada as suas microestruturas. Os principais fatores associados à tenacidade são: tamanho de grão, maior fração volumétrica de leucita (fase cristalina), formato dendrítico dos cristais e homogeneidade da fase vítrea. Os autores citam ainda que quanto maior a tenacidade à fratura do material menor a translucidez, pois aumenta a cristalinidade e sua anisotropia alterando a refração de luz no material. Este fator pode ser observado nas cerâmicas de zircônia que apresentam propriedade mecânicas superiores e aparência opaca.

3.5 - Presença de Trincas nos Dentes

Atualmente são utilizadas lupas ou microscópios por alguns profissionais, nos consultórios dentários. Estes instrumentos permitiram a visualização de trincas nos dentes sadios ou com algum tipo de restauração. Estas trincas em algumas vezes são associadas a dores ou sensibilidade a mudanças de temperaturas ou após o alívio da compressão do dente durante a função. Este fenômeno é chamado de "Síndrome do dente trincado". Dentre os estudos relacionados a esta síndrome os fatores etiológicos mais comumente citados são as cargas oclusais funcionais e parafuncionais, traumas e a presença de restauração (ROSEN, 1982, CHRISTENSEN, 1993, TURP e GOBETTI, 1996).

STUDERVANT (1995) associa a presença de restaurações como fator etiológico da formação de trincas nos dentes não simplesmente por sua presença, mas devido ao momento de preparo dentário quando ocorrem vibrações excessivas decorrentes do corte da broca associada a pressão exercida pelo profissional através da caneta de alta rotação.

ABOU-RASS (1983) após a análise de 120 dentes sugeriu que todas as trincas são precursoras de fraturas e o tratamento mais prudente seria a colocação de coroas totais nos dentes para proteger as cúspides e prevenir a propagação das trincas. Este tratamento também foi sugerido por BADER *et al.* (2001), mas que o ideal seria se obter o conhecimento de qual momento esta colocação se tornaria efetiva, já que atualmente é possível a identificação de trincas muito pequenas.

RATCLIFF *et al.* (2001) analisaram 51 pacientes para caracterizar o tipo e incidência de trincas em dentes posteriores. Concluíram que a presença de restaurações colocou os dentes com 29 vezes mais risco para a formação de trincas. Na amostra analisada as interferências oclusais foram precursoras da formação de trincas. Quando

havia a presença de parafunções a possibilidade de aparecimentos de trincas aumentou mais ainda. A presença de trincas foi dependente da idade. Sugeriram a realização de ajuste oclusal para evitar a propagação de trincas. Este tratamento também foi sugerido por AGAR e WELLER (1988) com a finalidade de se obter uma melhor distribuição de cargas por todos os dentes, indicando para o tratamento e prevenção da síndrome do dente trincado.

PAPHANGKORAKIT e OSBORN (2000) afirmaram que um dente vital responde de forma diferente de um dente sem vitalidade, devido a diferença na pressão exercida pelos fluidos da polpa dentária. Nos estudos "in vitro" a resposta dos dentes frente aos ensaios mecânicos também são modificados devido a alteração na permeabilidade da dentina, que aumenta com o tempo de armazenamento.

KRUZIC *et al.* (2003) compararam o comportamento mecânico de dentina hidratada e desidratada de elefantes e concluíram que a tenacidade da dentina hidratada é significativamente mais alta comparada a tenacidade da dentina desidratada, tanto para a iniciação da trinca (60%) quanto para o crescimento da trinca. A mesma diferença no comportamento mecânico foi encontrada por KAHLER *et al.* (2003) após análise de dentina bovina. Os autores encontraram tenacidade a fratura de 554 J/m² para a dentina hidratada.

Segundo ABBOTT (2004) a causa mais comum das doenças periodontais e endodônticas é a presença de bactérias no dente envolvido e o caminho mais comum para a entrada destas bactérias é a presença de cáries, trincas nos dentes, fraturas e abertura nas margens das restaurações, além de doenças periodontais e traumas dentários. No trabalho deste autor, verificou que clinicamente as trincas são detectadas em aproximadamente um terço dos dentes com amálgama, em 7.8% dos dentes restaurados com compósito e nenhuma trinca é detectada nos dentes com coroas totais. No entanto, após a remoção das restaurações o número de trincas encontradas aumenta aproximadamente dois terços no grupo com amálgama, mais da metade no grupo com compósitos e um terço no grupo com coroas totais. No total, 43,7% dos dentes restaurados foram julgados livres de sinais de perda de integridade das restaurações, cáries, trincas ou fraturas quando inicialmente examinados, mas 99,6% apresentaram pelo menos um destes problemas e 93% mais de um destes problemas após a remoção das restaurações de um destes problemas após a remoção das restaurações de sinais de perda de integridade das restaurações, cáries, trincas ou fraturas quando inicialmente examinados, mas 99,6% apresentaram pelo menos um destes problemas e 93% mais de um destes problemas após a remoção das restaurações de sinais de perda de integridade das restaurações das restaurações. O autor verifícou que as trincas são difíceis de serem detectadas clinicamente principalmente no caso de dentes restaurados com coroas totais e sugeriu a

utilização de transiluminação com luz de fibra ótica para ajudar na visualização destas trincas.

3.6 - Mecânica da Fratura

De acordo com a mecânica da fratura linear elástica os mecanismos descritos para a fratura da restauração metalo-cerâmica podem ser razoavelmente explicados. É reconhecido que a aplicação de tensão em qualquer sólido irá inicialmente resultar em deformação elástica que é seguido de fratura sem muita (ou nenhuma) deformação plástica (Figura 5-A) ou fratura que é precedida por deformação plástica (Figura 5-B). As cerâmicas e os vidros estão incluídos no primeiro caso e então são considerados sólidos frágeis, enquanto muitos metais e os polímeros (estes quando estão acima de sua temperatura de transição vítrea) estão incluídos no segundo caso.

A tensão teórica na qual o material irá fraturar devido à ruptura de ligações atômicas é estimada ser da ordem de E/10, onde E é o módulo de elasticidade do material. O módulo de elasticidade da cerâmica é alto, sendo a tensão de fratura teórica igualmente alta. Dependendo do tipo de ligação química, ou seja, da energia de coesão atômica, a tensão crítica de fratura irá ser alterada. Além disso, a presença de defeitos nos sólidos irá reduzir a tensão na qual o material irá falhar. Esses defeitos são chamados de concentradores de tensões e afetam de maneira significativa o comportamento de fratura do material. Um material livre de defeitos terá a sua tensão de fratura convergindo para o valor teórico. A introdução de um defeito resulta em uma redistribuição de tensões, de tal forma que essas tensões localizadas na vizinhança desses defeitos poderão alcançar o valor teórico para a fratura do material. Se a tensão aplicada aumenta, a tensão na ponta do defeito também irá aumentar. Enquanto esta tensão permanecer abaixo da tensão teórica a situação permanece estável e o defeito não irá se propagar. No entanto, ao alcançar esse valor de tensão máxima irá ocorrer fratura catastrófica (condição de instabilidade). Nas cerâmicas, estes defeitos são associados à presença de poros ou microtrincas.



Figura 5: Gráfico σ x ε de materiais frágeis (A) e (B) de materiais dúteis.

A magnitude desta tensão máxima à frente de uma trinca elíptica passante submetida a uma carga que resulte numa tensão nominal σ_o pode ser calculada a partir dessa tensão nominal através da seguinte Equação 1:

$$\sigma_m = \sigma_o \left[1 + 2 \left(\frac{a}{\rho} \right)^{\frac{1}{2}} \right]$$
 [Equação 1]

Onde: σ_m é a tensão máxima, σ_o a tensão nominal, *a* é o tamanho do defeito e ρ é o raio de curvatura da extremidade do defeito (de acordo com a Figura 6). Por convenção as trincas passantes internas têm dimensão 2*a*.



Figura 6: Modelo de trinca de Griffith.

A razão σ_m / σ_o é conhecida como fator de concentração de tensões (K_t) e corresponde à medida do grau de amplificação das tensões na extremidade do defeito. Então, a partir da Equação 1, podemos concluir que:

$$K_t = \frac{\sigma_m}{\sigma_o} = 1 + 2\left(\frac{a}{\rho}\right)^{\frac{1}{2}}$$
 [Equação 2]

Quando *a* é relativamente grande e ρ muito pequeno, $\left(\frac{a}{\rho}\right)^{\frac{1}{2}}$ será muito maior que 1, então a Equação 2 pode ser reescrita segundo a Equação 3:

$$K_t = \frac{\sigma_m}{\sigma_o} = 2 \left(\frac{a}{\rho}\right)^{\frac{1}{2}}$$
 [Equação 3]

Assim, o valor de K_t será alto quando o comprimento do defeito (*a*) for muito grande ou quando o raio de curvatura (ρ) for muito pequeno. Assim, considerando-se os materiais que nessa temperatura não apresentam plasticidade, quando a tensão local máxima (σ_m) alcança o valor da tensão teórica ocorrerá fratura. No caso de materiais com plasticidade haverá escoamento localizado na vizinhança do defeito, e aumentando-se a carga aplicada, poderá ocorrer fratura dúctil.

Uma alternativa para o problema de fratura em materiais frágeis foi desenvolvida por Griffith. Sua idéia inicial foi realizar um balanço de energia envolvida na formação de uma nova superfície com a propagação da trinca a partir da energia elástica liberada nesse processo (EWALDS e WANHILL, 1986). A condição crítica para a fratura, então, ocorre quando a taxa na qual a energia é liberada é maior ou igual a taxa na qual é consumida para a propagação da trinca. A energia mecânica elástica pode ser calculada por:

$$U_{elas} = \frac{1}{2} \varepsilon \sigma_{app} = \frac{1}{2} \frac{\sigma_{app}^2}{E} \quad (já que \sigma = E\varepsilon; \varepsilon = \frac{\sigma}{E})$$
[Equação 4]

Para formar uma trinca de comprimento *a*, é necessário o seguinte gasto de energia:

$$U_{surf} = 2\gamma at$$
 [Equação 5]

Desse balanço de energia elástica aplicada ao sistema foi possível encontrar uma equação para a tensão crítica, ou seja, a tensão que causará a propagação de uma trinca (EWALDS e WANHILL, 1986):

$$\sigma_c = \left(\frac{2E\gamma_s}{\pi a_c}\right)^{\frac{1}{2}}$$
 [Equação 6]

Onde γ_s é a energia de superfície específica e a_c é o tamanho crítico da trinca.

Materiais que apresentam deformação plástica muito pequena apresentarão uma zona plástica restrita. É o que ocorre com ligas metálicas de alta resistência ensaiadas em temperatura ambiente. Ao termo da energia de superfície será adicionado o termo de deformação plástica, γ_p , e o cálculo da tensão crítica será:

$$\sigma_{c} = \left[\frac{2E(\gamma_{p} + \gamma_{s})}{\pi a}\right]^{\frac{1}{2}}$$
[Equação 7]

Rearranjando a equação:

$$\frac{\sigma_c^2 \pi a_c}{E} = 2(\gamma_p + \gamma_s)$$
[Equação 8]

Irwin estabeleceu a taxa de liberação de energia de deformação crítica, G_{c_i} contendo a energia de superfície e a deformação plástica localizada na ponta da trinca, de acordo com a Equação 9:

$$G_c = 2(\gamma_p + \gamma_s)$$
 [Equação 9]

Substituindo a equação proposta por Irwin (Equação 9) na Equação 8, encontrase:

$$\frac{\sigma_c^2 \pi a_c}{E} = G_c$$
 [Equação 10]

Rearranjando-se os termos,

$$\sigma_c^2 \pi a = EG_c \qquad [Equação 11]$$

Observa-se que EG_c correspondem às propriedades intrínsecas do material e $\sigma_c^2 \pi a$ corresponde aos fatores geométricos e de carga (tensões) do sistema.

Da Equação 11 algumas considerações podem ser feitas. O material cerâmico, que apresenta alto módulo de elasticidade (*E*), contendo um tamanho de trinca (*a*), terá um valor crítico de tensão (σ_c) abaixo do qual esta trinca será estável (não se propagará). No entanto, se este mesmo material for submetido a uma tensão maior, ou caso a tensão permaneça a mesma e o tamanho da trinca aumente, irá fraturar. No caso das restaurações metalo-cerâmicas poderão ocorrer tensões residuais compressivas, as quais deverão ser associadas ao valor da tensão. Como as tensões compressivas apresentam valor negativo e as tensões de tração apresentam valores positivos, o termo relativo à tensão irá diminuir, podendo-se aumentar o tamanho da trinca, já que produto EG_c permanece com o mesmo valor.

Em relação à interface metal/cerâmica devemos considerar a energia de superfície formada entre os dois materiais, ou seja, quanto melhor esta interação, maior será a energia de superfície e maior será, então, o valor de G_c . Se G_c aumentar e, considerando que o módulo de elasticidade é constante, a tensão crítica para a fratura do material também irá aumentar proporcionalmente, ou ainda, se a tensão permanecer a mesma, o tamanho da trinca crítica poderá ser maior (o material poderá conter trincas maiores sem fraturar).

A degradação da cerâmica no meio ambiente oral, também pode ser analisada através destas equações. Quando submetida ao meio oral, poderá ocorrer corrosão com perda de óxidos da superfície, deixando nestas regiões trincas. Aumentando o tamanho da trinca, e todos os outros fatores permanecendo constantes, são maiores as chances de ocorrer fratura devido às cargas oclusais.

No caso em que as trincas são pontiagudas, ou seja, o ρ tende a zero, outra abordagem é proposta na literatura para o problema das tensões que levam à fratura dos materiais. No entanto, é necessário estabelecer o modo de carregamento ao qual o componente está submetido, que podem ser definidos de acordo com a Figura 7: abertura (Modo I), deslizamento (Modo II) e cisalhamento (Modo III).



Figura 7: Modos de carregamento I, II e III.

Quando a trinca é considerada com tamanho muito reduzido em relação à largura total do sólido sendo submetida ao modo I de carregamento a uma tensão nominal σ_o , os campos de tensões à frente desta trinca são descritos de tal forma que no plano da trinca, as tensões nos eixos x e y são iguais e o valor destas tensões cresce ao aproximar-se da ponta da trinca, como pode ser visto na Figura 8. Irwin propôs, então, o parâmetro K denominado de fator de intensidade de tensões, que é dependente do modo de carregamento, do componente de tensão em análise e das dimensões e localização da trinca no sólido.

Para o modo I de carregamento e considerando-se a tração na ponta da trinca no eixo y (σ_v), Irwin propôs a seguinte definição de *K*:

$$K_I = Y\sigma\sqrt{\pi a}$$
 [Equação 12]

Onde *Y* é o fator de forma definido por Y=f(a/W), *a* sendo o tamanho da trinca e, *W* a largura do sólido.



Figura 8: Distribuição do campo elástico de tensão à frente da trinca.

Se considerarmos uma placa com largura infinita e trinca passante, para a qual Y=1, da Equação 12 tem-se:

No entanto, como já foi descrito anteriormente,

$$\sigma_c^2 \pi a = EG_c \qquad \qquad [Equação 14]$$

Ou seja,

$$K_I^2 = EG_{Ic}$$
 [Equação 15]

Assim, pode-se concluir que para uma valor crítico de trinca (a_c) existe um valor crítico de tensão, tal que $K_I = K_{Ic}$ (fator de intensidade de tensões crítico). Porém, isso corresponde, simultaneamente, a alcançar o parâmetro G_{Ic} (do material) para àquelas condições de ensaio (temperatura, taxa de carregamento, meio ambiente, etc.). Assim, o

parâmetro K_c apresenta-se também como uma característica do material, devido a sua identidade com G_c .

O termo K_{lc} é comumente denominado de "tenacidade à fratura" e apresenta como unidade a união da unidade de tensão, MPa, e a unidade de tamanho da trinca, em metros, ou seja, $MPa \cdot \sqrt{m}$ ou como normalmente é descrito, $MPa \cdot m^{1/2}$.

KELLY *et al.* (1990) afirmaram que o dogma básico da mecânica da fratura é que existem trincas em todas as cerâmicas e estas trincas crescem até seu tamanho crítico quando colocadas sob tensão apropriada. As trincas na cerâmica podem ser introduzidas na cerâmica durante a compactação do pó, secagem, queima, e depois no acabamento, ou podem ser inerentes à sua microestrutura. As trincas de processamento nas cerâmicas dentárias podem incluir danos de acabamento, arrancamento durante o polimento, microporosidades na superfície, ou poros largos introduzidos pelo técnico de prótese. As trincas inerentes podem incluir as trincas ao redor de grãos largos com propriedades de expansão térmica incompatível e poros desenvolvidos durante a queima.

3.7 – <u>Método de Elementos Finitos</u>

Os valores de tenacidade à fratura de diversos materiais utilizados na engenharia estão descritas em tabelas, porém esses valores estão associados às condições geométricas e de carregamento específicas, tal que permitem a determinação do fator de forma Y, e assim a obtenção dos valores K_{lc} e, consequentemente, os valores da tensão e tamanho de defeito críticos. No entanto, na odontologia este parâmetro torna-se mais difícil de ser obtido devido à complexidade da geometria do elemento dentário, sendo exigido cálculo matemático muito mais complicado. Por isso, houve um aumento da utilização do método por elementos finitos, utilizado na área de engenharia desde a década de 60 para a análise de tensões e deformações nos dentes, implantes e próteses submetidos aos diferentes tipos de carregamentos (CUNHA, 2005).

O método por elementos finitos é realizado através de um programa computacional onde podem ser inseridas as partes constituintes do elemento a ser analisado, separadamente, e aos quais são associados as propriedades mecânicas de cada um deles. Por exemplo, no caso de restaurações metalo-cerâmicas, é inserida individualmente a geometria da (o): cerâmica, metal, cimento, dentina, canal, etc.; são

definidas as propriedades mecânicas de cada um destes constituintes. A estes sólidos são aplicadas "malhas", que consiste numa divisão de cada estrutura em vários elementos conectados por meio de nós, que servem de parâmetro para medidas do deslocamento entre eles devido à aplicação de uma carga. São utilizadas equações algébricas para ao cálculo do deslocamento de cada parte da malha. Após a resolução das equações, os resultados são apresentados como deslocamentos (deformações) e tensões.

Estas análises realizadas através do método por elementos finitos (MEF) podem ser realizadas em duas ou três dimensões (2D ou 3D, respectivamente). Embora resultados numéricos possam ser obtidos com maior facilidade em modelos de duas dimensões, existem algumas falhas: o dente humano é altamente irregular e a distribuição de vários materiais da estrutura dentária da coroa não apresenta qualquer simetria. Assim, os modelos em três dimensões com as dimensões reais são mais indicados para se obter uma análise mais próxima da realidade (AYKUL *et al.*, 2002).

Devido às limitações dos modelos computacionais, por serem simplificações da realidade, os resultados do estudo por MEF apresentam valores que podem ser diferentes dos valores encontrados nos dentes e, por isso, estes valores devem ser considerados qualitativamente e não quantitativamente (DEJAK *et al.*, 2003).

Já que o modelo por elementos finitos envolve um número de suposições, os modelos teóricos requerem validação antes dos resultados poderem ser interpretados com confiança (PALAMARA *et al.*, 2002).

A grande vantagem do MEF é a possibilidade de se realizar a variação de apenas um fator de análise, e verificar a influência deste na distribuição de tensões de todo o modelo, eliminando principalmente as variáveis inerentes à confecção laboratorial de uma restauração metalo-cerâmica. Por exemplo, podem ser eliminadas as variáveis de moldagem, vazamento de modelos, inclusão, processamento da restauração e finalmente a cimentação, que são erros ou variações inerentes ao procedimento. No MEF, por ser o modelo constante, único, pode-se continuar com o modelo com as mesmas dimensões, variando-se somente o tipo de cimento, por exemplo, onde são alteradas apenas suas propriedades mecânicas e, então, se analisa qual o novo comportamento do modelo.

Atualmente existe uma quantidade significativa de trabalhos em MEF publicados, no entanto, com análises muito diferentes tanto quanto ao objetivo, quanto

48

ao dente modelado e a restauração analisada. Além disso, a maioria destes trabalhos é realizado em duas dimensões por ser um método mais simples. A obtenção de modelos em três dimensões dos dentes, principalmente restaurados, já é uma metodologia bem mais complexa e, ainda não existe uma literatura muito vasta.

ROMEED *et al.* (2006) compararam a distribuição de tensões em duas em três dimensões encontradas em pré-molares restaurados com coroas totais em liga de ouro. Cargas de 50N foram aplicadas axialmente em ambas as cúspides e lateralmente (90 graus com a inclinação da cúspide) apenas na cúspide vestibular. As diferenças encontradas na distribuição das tensões máximas principais foram atribuídas as diferentes geometrias representadas nos modelos. As tensões encontradas foram mais altas nos modelos com cargas apenas na cúspide vestibular. Concluíram que apenas as análises conjuntas em duas e três dimensões podem oferecer ferramentas que auxiliam na compreensão do comportamento mecânico das estruturas dentárias.

AYKUL *et al.* (2002) analisaram a distribuição de tensões através de MEF em três dimensões em pré-molares com coroas metalo-cerâmicas com ligas de Au-Pd e Ni-Cr. A carga de 450N foi aplicada a 45 graus com o longo eixo do dente próximo a ponta da cúspide vestibular. Os valores mais altos de tensão foram encontrados no modelo com liga de Ni-Cr, sendo que nos dois casos a região mais afetada foi a região cervical.

REKOW *et al.* (2006) avaliaram a influência de algumas variáveis do sistema coroa/cimento/dente na magnitude das tensões principais máximas utilizando o MEF em três dimensões. As variáveis analisadas foram: material da coroa total (vidro cerâmico – Empress da Vita ou zircônia – emulating zirconia Y-TZP, St Gobain), espessura do material cerâmico (0,8 ou 1 mm), tipo de cimento (resina ou fosfato de zinco), espessura do cimento (80 ou 100 µm), material de suporte (dentina ou metal) e ponto de aplicação da carga (centro da coroa ou na ponta da cúspide). A carga aplicada foi de 200N numa área de 1mm de diâmetro. O valor mais baixo de tensão foi encontrado para o sistema de vidro cerâmico de 1,0 mm de espessura cimentado com fosfato de zinco com 100 µm de espessura no suporte de metal submetido a carga central (73,7 MPa). O valor mais alto de tensão foi encontrado para o modelo com zircônia de 0,8 mm de espessura cimentado com cirento resinoso de 80 µm de espessura com carga aplicada na ponta da cúspide. Os resultados mostraram que o material da coroa e sua espessura são os principais fatores na magnitude das tensões. A interação entre as variáveis apresenta uma importante influência nos resultados, no entanto, quase não existem trabalhos

descrevendo estas variáveis. Acreditam ser devido a dificuldade de confecção de um grande número de amostras e afirmam a vantagem da metodologia por elementos finitos, pois permitem testar as variáveis que apresentam maior influência na distribuição de tensões no sistema analisado, diminuindo o número de amostras dos experimentos laboratoriais.

DEHOFF *et al.* (2006) utilizaram a propriedade viscoelasticidade através do método por elementos finitos em três dimensões para calcular a tensão residual em próteses fixas de três elementos em 4 tipos de sistemas de cerâmica pura. A tensão de tração residual máxima para as cerâmicas de recobrimento variou entre 108 MPa e 77 MPa. Estes valores são relativamente altos quando comparados a resistência flexural destes materiais. Em todos os casos analisados, a tensão de tração residual máxima na infra-estrutura ficou bem abaixo do valor da resistência flexural destes materiais. Os autores concluíram que a alta tensão de tração residual das próteses fixas de cerâmica pura com uma cerâmica de recobrimento pode levar estes sistemas à falha sob carregamento oclusal na cavidade oral.

ANUSAVICE *et al.* (1986) calcularam a distribuição de tensões em coroas totais metalo-cerâmicas em incisivos superiores, fabricadas com diferentes espessuras da infra-estrutura metálica (0,1 e 0,3 mm) utilizando ligas de Au-Pd e Ni-Cr. A carga foi aplicada na face lingual distribuída em três pontos no terço incisal, próximo a união metal/cerâmica, somando o valor de 200N. Os valores de tensões máximas de tração encontradas na porcelana não foram significativamente diferentes nos modelos analisados e ficaram abaixo dos valores críticos de fratura da porcelana.

Como foi visto anteriormente, qualquer fator de concentração de tensões poderá influenciar o comportamento do material analisado, por isso, quando o modelo para a análise por MEF é realizado em 2D ou 3D, devem ser tomados todos os cuidados possíveis para a eliminação de qualquer área de concentração de tensões que não sejam representativos da realidade. Portanto, os estudos com método de elementos finitos devem ser realizados juntamente com ensaios laboratoriais e clínicos para a validação dos resultados obtidos.

LANG *et al.* (2001) demonstraram as vantagens da combinação dos resultados obtidos nos ensaios mecânicos e dos dados obtidos através de MEF para determinar a resistência das cerâmicas. Realizaram oito tipos de barras com diferentes espessuras de material cerâmico utilizado para infra-estrutura e para recobrimento. Compararam os
resultados obtidos em MEF com resultados de ensaios mecânicos de dobramento em três pontos realizados em trabalho anterior. Os valores encontrados nos dois ensaios foram semelhantes. No MEF as barras demonstraram uma diminuição linear na resistência com a diminuição da espessura da camada de material da infra-estrutura. Concluíram que não existe uma metodologia única capaz de medir a resistência dos materiais dentários. A melhor condição é a união dos dois tipos de ensaio para se chegar a valores mais confiáveis.

Neste trabalho foram realizadas duas formas de avaliação das restaurações de coroas totais metalo-cerâmicas: a primeira, computacional utilizando-se análise por método de elementos finitos (MEF) em duas (2D) e três dimensões (3D), e outra através de ensaios "in vitro" com cargas monotônica e cíclica. O dente selecionado para a análise "in vitro" pertence ao grupo dos pré-molares superiores, pois são dentes localizados na região posterior e apresentam diâmetros semelhantes entre si (primeiro e segundo pré-molar) (ASH, 2002). Além disso, os pré-molares apresentam um alto índice deste tipo de restauração (coroa total metalo-cerâmica) e apresentam também uma maior viabilidade de aquisição nos bancos de dentes. Os dentes hígidos foram adquiridos no Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Estácio de Sá, com autorização prévia a partir de processo submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa, aprovado em 28/06/2005, (CEP/UFRJ, CAAE: 0713.0.000.197-05 – Anexo 2).

Serão descritas a seguir todas as etapas realizadas nas análises computacionais e "in vitro".

4.1 - Análise por Método dos Elementos Finitos

Esta análise é realizada através de um programa computacional específico ABAQUS CAE (versão 6.6, Hibbit Inc., Rhode Island, USA) sendo necessária a criação de um modelo, em duas ou três dimensões, onde a simulação dos testes mecânicos é realizada.

4.1.1 - Análise 2D

4.1.1.1 - Confecção dos Modelos 2D e Criação das Superfícies de Contato

Um primeiro pré-molar superior hígido foi embutido em resina epóxi (nº 331, Expotec, RJ, Brasil) para a realização de desgastes no sentido vestíbulo-lingual e longitudinalmente ao longo eixo do dente, até a região central do dente. O desgaste foi realizado em politriz (DP-10, Struers, Denmark) utilizando-se lixa de óxido de alumínio de granulação 400 (3M Brasil) sob refrigeração de água. A região central foi

fotografada utilizando-se uma máquina fotográfica (Nikon Coolpix 950) acoplada a um microscópio estereoscópio (Nikon SMZ645, Modelo 102). A imagem obtida foi exportada para o programa de análise de imagens Image-Pro Plus (versão 4.5, Media Cybernetics, USA) onde foram feitas as medições das estruturas dentárias externas e internas. Sobre a figura obtida e com as medidas de cada região, foi realizado o desenho do dente hígido (sadio) no programa de aplicativos gráficos Corel Draw (Corel Draw Graphic suite 11, Corel Corporation, Canadá, USA). Para a colocação de uma coroa total metalo-cerâmica é necessária a realização de um preparo dentário com desgaste dos tecidos dentários de acordo com algumas normas para o assentamento correto da restauração no dente. Baseando-se nas normas descritas por SHILLINBURG *et al.* (1988), foram feitas as alterações necessárias para a obtenção de um dente com preparo dentário ideal para coroa total. Na Figura 9 pode ser visualizado o preparo dentário finalizado com as seguintes características:

a) Término cervical em chanfro com medida final de 120 graus. A vantagem do término em chanfro é que ele permite uma linha de terminação nítida, facilitando a moldagem, o enceramento e a obtenção de contornos axiais corretos (SAITO, 1999). Esta terminação também foi escolhida com base no resultado encontrado em questionário enviado aos dentistas (Anexo 3).

b) Expulsividade das paredes axiais (Vestibular e Lingual) foi de 6 graus, para o escoamento do agente cimentante e correto assentamento da coroa total (SHILLINBURG, 1988).

c) Inclinação das cúspides Vestibular (V) e Lingual (L) obedecendo a anatomia da face oclusal do dente e arredondamento dos ângulos formados entre as paredes axiais e a face oclusal.

A coroa total metalo-cerâmica é composta por duas camadas: o metal e a cerâmica, no entanto ela é fixada ao dente através de uma camada de cimento. Embora existam vários tipos de cimentos no mercado, o cimento de Fosfato de Zinco foi escolhido para este trabalho, pois é o mais indicado para fixação deste tipo de restauração. A espessura utilizada para o cimento foi de 0,1mm de acordo com a média dos valores encontrados na literatura (MOTTA, 2000). A liga metálica utilizada foi a de Ni-Cr e sua espessura ideal é de 0,3mm (SHILLIMBURG *et al.*, 1988, ROSENSTIEL *et al.*, 1988). A espessura da porcelana foi de aproximadamente 1,5mm por toda a

53

região oclusal, variando um pouco mais nas faces V e L devido a própria anatomia do dente. A restauração sobre o preparo pode ser visualizada na Figura 10.



Figura 9: Preparo dentário de um primeiro pré-molar superior (A) esquemático e (B) dente natural. Expulsividade do preparo dentário de 6º (paredes axiais) e ângulo de 120º formado no término cervical, em chanfro.



Figura 10: Camadas referentes a restauração sobre o preparo.

As outras partes que compõem os dentes são: a região radicular, composta de dentina, cemento e o canal radicular, onde se tem a vascularização e inervação do dente. O modelo obtido no Corel Draw pode ser visualizado na Figura 11. Cada uma das partes criadas no Corel Draw foi exportada individualmente para outro programa de desenho vetorial, AutoCad 2004 (Autodesk Inc., Neuchatel, Suíça), e seus contornos foram traçados sobre o desenho do Corel Draw. Esta etapa é fundamental, pois somente o AutoCad gera um arquivo com extensão reconhecida pelo ABAQUS (*.sat). Após a

visualização de todos os componentes do dente e de sua restauração devidamente coincidentes, foi feito o traçado referente aos tecidos adjacentes, isto é, do ligamento periodontal, osso compacto e osso esponjoso, seguindo as medidas de espessura e referências de posicionamento descritos na literatura (REES e HAMMADEH, 2004, LINDHE, 1999). (Figura 12).



Figura 11: Desenho realizado no Corel Draw, podendo ser visualizadas as partes constituintes do dente (dentina, canal radicular e cemento) e da restauração de metalocerâmica (metal, cerâmica e cimento).



Figura 12: Modelo 2D com preparo correto desenhado no programa AutoCad 2004.

Com o objetivo de simular situações clínicas comuns, foi realizada uma alteração no preparo dentário na região oclusal buscando o formato mais comum encontrado nos laboratórios de prótese dentária, ou seja, as inclinações das cúspides V e L não foram confeccionadas, deixando a face oclusal plana (Figura 13). Quando a face oclusal está plana duas hipóteses podem ser discutidas. A primeira é a de que não haverá espaço suficiente para todas as camadas da restauração e para o cimento na região do sulco principal, e a segunda hipótese é a de que haverá um desgaste excessivo na região das cúspides V e L. Estas hipóteses podem ser visualizadas na Figura 14.



Figura 13: Preparo incorreto realizado em dente natural (1º pré-molar superior).



Figura 14: Desenho com círculo evidenciando as duas regiões possivelmente afetadas pelo preparo incorreto: (Hipótese 1) pouco espaço interoclusal e (Hipótese 2) espessura excessiva da porcelana.

Considerando o desgaste excessivo (Hipótese 2 da Figura 14), o protético (técnico de prótese) pode realizar dois tipos de restaurações:

a) A infra-estrutura metálica com espessura uniforme de 0,3mm e a porcelana com diferentes espessuras, sendo bastante espessa na região das cúspides V e L (Figura 15);

b) A infra-estrutura metálica com espessura não uniforme com o objetivo de compensar o preparo incorreto, simulando no metal o preparo correto e obtendo assim uma espessura uniforme de porcelana na região das cúspides V e L (Figura 16).

Portanto, foram criados dois novos modelos a partir do preparo ideal apresentando o preparo incorreto com a face oclusal plana, sendo um sem compensar o preparo na infra-estrutura metálica e outro modelo compensando o preparo na infra-estrutura metálica de forma que a espessura da cerâmica ficasse uniforme em toda sua extensão oclusal. O detalhamento dos modelos pode ser visualizado nas Figuras 15 e 16.



Figura 15: Modelo 2D com preparo incorreto sem compensar na infra-estrutura metálica.



Figura 16: Modelo 2D com preparo incorreto compensando com a infra-estrutura metálica.

As medidas utilizadas nos modelos 2D para as estruturas do dente e de suporte foram as mesmas, exceto no caso da infra-estrutura metálica e da porcelana, e estão descritas na Tabela 1.

Ao término do modelo 2D no AutoCad, cada parte constituinte foi exportada individualmente para o programa específico para a análise por MEF (ABAQUS), que os reconhece como sólidos, homogêneos, isotrópicos e a eles foram atribuídas suas propriedades elásticas. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson utilizados para cada material constituinte deste modelo estão descritos na Tabela 1 baseando-se em dados obtidos na literatura. Os valores das propriedades mecânicas utilizados para o cemento foram iguais aos da dentina, pois ambos apresentam praticamente a mesma porcentagem de material inorgânico (de 65% a 70% em peso).

Entre cada parte constituinte são geradas superfícies de contato entre elas. Estas superfícies foram consideradas perfeitas, ou seja, sem nenhum tipo de defeito ou espaço entre elas (Tipo Tie).

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Medida das Espessuras (mm)
Dentina (TOPARLI <i>et al.</i> , 2002)	18600	0,31	1,5 a 3,0
Cemento (TOPARLI et al., 2002)	18600	0,31	0,1 a 0,3
Canal Radicular (REES e HAMMADEH, 2004)	2,07	0,45	Toda parte interna da dentina
Ligamento Periodontal (REES e HAMMADEH, 2004)	50	0,49	0,3
Osso Esponjoso (REES e HAMMADEH, 2004)	345	0,3	Entre o limite do osso compacto
Osso Compacto (TOPARLI et al., 2002)	13800	0,26	0,5
Porcelana (IBRAHIM <i>et al.</i> , 2004)	68900	0,28	variável
Liga Metálica de Ni-Cr (TOPARLI et al., 2002)	205000	0,33	variável
Cimento de Fosfato de Zinco (LANZA <i>et al.</i> , 2005)	22000	0,35	0,1

Tabela 1: Propriedades mecânicas e medidas finais de cada um dos componentes do modelo 2D.

4.1.1.2 - Aplicação das Cargas Oclusais

Na seleção do tipo e localização das cargas aplicadas aos modelos, vários parâmetros foram utilizados. Para simplificar a compreensão de cada tipo de carregamento será descrito a seguir uma classificação das cargas utilizadas. O resumo dos carregamentos utilizados para cada tipo de modelo está apresentado na Tabela 2.

1) Classificação das Cargas Utilizadas

Quanto ao Valor:

 a) Carregamento Fisiológico: O valor total da carga aplicada é de 100N, de acordo com os valores médios encontrados na literatura para as forças oclusais exercidas durante a função fisiológica;

b) Carregamento Não Fisiológico: O valor total da carga aplicada é de 800N, relaciona-se com a média dos valores medidos durante a parafunção (função não fisiológica), como no caso de bruxismo e apertamento dentário.

Quanto ao Tipo:

a) Carga Pontual: Realizada aplicando-se a carga concentrada em apenas um ponto, ou seja, um nó do modelo (Figura 17, a.1). Dependendo da localização desta carga o valor da carga aplicado ao nó se altera. Este cálculo será descrito na parte 2 deste item.

A análise pontual não foi eliminada, pois é o tipo de análise mais comum na literatura, sendo possível realizar comparações de distribuição de tensões.

b) Carga distribuída em Área: Carga compressiva (contato), não-pontual. Este contato oclusal, ocorre em uma área com diâmetro de aproximadamente 0,5mm², segundo OKESON (2003) (Figura 17, a.2).

Quanto a Localização:

a) Carregamento Simultâneo: Distribuição da carga nas duas cúspides do dente (cúspides V e L), no sentido vertical, ou seja, paralelo ao longo eixo do dente (Figura 18);

b) Carregamento somente em uma cúspide: Carregamento realizado somente na cúspide vestibular ou somente na cúspide lingual, com inclinação de 45 graus simulando situações de ajuste oclusal incorreto após a inserção da restauração, quando se tem o toque de dentes posteriores durante os movimentos laterais da mandíbula (movimentos excursivos mandibulares de trabalho e de não trabalho) (Figura 19).



Figura 17: a.1) carregamento pontual; a.2) carregamento em área.



Figura 18: Carregamento simultâneo (carga em área).



Figura 19: Carregamento somente na cúspide vestibular (carga em área).

	CARREGAMENTO								
	VA	VALOR		TIPO		LOCALIZAÇÃO			
	100 N	800 N	Pontual	Área	Cúsp V	Cúsp L	Simultâneo		
	Х		Х		Х				
	Х		Х			Х			
	Х		Х				Х		
	Х			Х	Х				
	Х			Х		Х			
MODELO	Х			Х			Х		
2D		Х	Х		Х				
		Х	Х			Х			
		Х	Х				Х		
		X		X	X				
		X		X		X			
		X		X			X		

Tabela 2: Resumo dos carregamentos utilizados para cada modelo 2D.

2) Cálculo das Cargas Pontuais Aplicadas

É importante salientar que os valores de 100 ou 800N correspondem às cargas compressivas locais (contato). Para a análise do efeito destas cargas aplicadas em um sólido para a análise de tensões devemos realizar a decomposição desta carga, levando em consideração o ângulo que esta carga está sendo aplicada em relação ao plano da área de contato. O contato fisiológico dos dentes está representado na Figura 20-B, sendo o dente antagonista o atuador. O contato individual na região de cada cúspide leva à decomposição desta carga em um vetor de força no sentido horizontal e outro na vertical.

Foi feita a medição da inclinação das cúspides vestibular e lingual utilizando o programa Image-Pro. Seguindo a representação esquemática da Figura 20-A nota-se que a inclinação da cúspide vestibular (V) corresponde ao ângulo representado pela letra 'y', considerando a linha imaginária tracejada que passa pela cúspide. O vetor 'F' representa a direção de uma carga fisiológica aplicada ao dente que deve tocar as duas cúspides ao mesmo tempo, formando um ângulo de 90 graus com a inclinação de cada uma destas cúspides. Este vetor O valor da carga pontual a ser aplicada em cada uma das cúspides,

no programa de MEF deve ser informado como duas componentes descritas na Figura 20 como os vetores F_{11} e F_{12} . Então, deve ser inicialmente calculado o valor da carga aplicada no vetor F_1 . O cálculo do valor da componente F_1 da carga F aplicada é feito utilizando-se o co-seno do ângulo *a* e o valor da carga F:

 $F_1 = \cos a \times F$

Sabendo-se que o somatório dos ângulos internos de um triângulo deve ser de 180 graus e que $x+y=90^{\circ}$, onde $x=90^{\circ}-y$, o ângulo 'a' deve ser obtido da seguinte forma:

a = 180 - 90 - (90 - y), onde a = y

Uma vez obtido o valor de F₁, deve ser realizada uma outra decomposição da carga resultante em outras duas componentes relacionadas a cada cúspide. O cálculo do ângulo 'b' deve ser feito da seguinte forma:

b = 90 - y

Então,

 $F_{11} = \cos b \times F_1$ e $F_{12} = senb \times F_1$



Figura 20: (A) Representação da decomposição da carga pontual aplicada em um dente pré-molar; (B) Aplicação da carga fisiológica através de um atuador.

Os valores de carga para cada vetor resultante da decomposição da carga inicial encontrados neste trabalho para os modelos 2D com cargas simultâneas nas cúspides Vestibular e Lingual estão descritos na Tabela 3.

Tipo de Carregamento	Cúspide	у	а	b	F (N)	F ₁ (N)	F ₁₁ (N)	F ₁₂ (N)
Fisiológico	V	45°	45°	45°	100	71	50,41	50,41
	L	38°	38°	52°	100	78,8	48,51	62,1
Não Fisiológico	V	45°	45°	45°	800	565,7	400	400
	L	38°	38°	52°	800	741,75	456,7	584,51

Tabela 3: Valores obtidos das componentes de carregamento aplicados nos modelos 2D, com a carga sendo aplicada simultaneamente nas cúspides vestibular e Lingual.

Como foi visto anteriormente, quando as cargas são aplicadas nas duas cúspides, deve ser feita a decomposição das cargas em dois momentos: primeiro dividindo o valor da carga entre as duas cúspides e em um segundo momento, dividindo o valor obtido de F1 de acordo com a inclinação individual de cada cúspide. No entanto, quando a carga é aplicada somente em uma cúspide, a decomposição da carga é única, dependendo da inclinação individual da cúspide onde está sendo aplicada a carga. Portanto, o valor da componente F1, neste caso, será o valor da carga aplicada, ou seja, 100 ou 800 N. Os valores das cargas aplicadas em apenas uma das cúspides estão descritos na Tabela 4.

Tabela 4: Valores obtidos das componentes de carregamento aplicados nos modelos 2D, com a carga sendo aplicada em apenas uma das cúspides.

Carga Aplicada	Cúspide	у	а	b	$F_{11}(N)$	$F_{12}(N)$
100N	Somente na V	45°	45°	45°	71	71
	Somente na L	38°	38°	52°	61,56	78,8
800N	Somente na V	45°	45°	45°	565,7	565,7
	Somente na L	38°	38°	52°	492,53	630,41

3) Cálculo das Cargas aplicadas em Área

A carga compressiva foi considerada não-pontual e, portanto atuando sobre uma área. Após a delimitação da região de aplicação de carga compressiva em cada uma das cúspides é necessária a confirmação do valor da área real delimitada. No modelo 2D deve-se selecionar inicialmente dois pontos que apresentem uma distância que, ao ser multiplicada pelo valor de 1mm de espessura criado pelo próprio programa de EF, seja a área que corresponda a área de contato interoclusal. O valor da carga a ser aplicada, *F* (100 ou 800N) deve ser dividido pelo valor da área que foi definida, *A*, para se obter o valor da carga real, *P*, de acordo com a Equação 16. Considerando a aplicação da carga em ambas as cúspides, ou seja, o contato simultâneo, o valor das áreas das cúspides

Vestibular e Lingual devem ser somados. Os valores de carregamento de cada modelo estão descritos na Tabela 5.

$$P = \frac{F}{A}$$
 [Equação 16]

Carga Desejada	Cúspide	Área (mm ²)	Valor da Carga Aplicada
100N	Ambas as cúspides	1,14	87,72
	Somente na V	0,6	166,67
	Somente na L	0,54	185,2
800N	Ambas as cúspides	1,14	701,75
	Somente na V	0,6	1333,33
	Somente na L	0,54	1481,48

Tabela 5: Valores das cargas do aplicadas em área nos modelos 2D.

4.1.1.3 - Condição de Contorno e Definição da Malha

As condições de contorno são usadas para fixar porções do modelo, impedindo sua rotação ou translação durante a aplicação da carga. Neste trabalho foram utilizadas as condições de contorno de engaste na base do modelo, referente ao osso alveolar, de acordo com estudos anteriores onde se obtém uma resposta adequada das estruturas submetidas às cargas aplicadas (Figura 21) (CUNHA,2005).



Figura 21: Representação esquemática do engaste utilizado na região de osso alveolar.

Cada elemento finito representa uma porção descrita da estrutura física do modelo criado. Os elementos finitos são unidos por nós compartilhados (Figura 22). A coleção de nós e elementos finitos é chamada de 'malha'. O número de elementos

usados é referido como 'densidade da malha'. Numa análise de tensões os deslocamentos dos nós são as variáveis fundamentais calculadas pelo programa de MEF.



Figura 22: Figura representativa de um elemento e nós que constituem uma malha.

A malha criada neste modelo foi de formato quadrático linear CPE4R que permite uma obtenção de resultados com maior confiabilidade e seu tamanho foi definido de forma diferente para cada constituinte de acordo com a necessidade, ou seja, até que se conseguisse a melhor configuração com menor distorção. O refinamento da malha foi realizado nas partes de interesse deste estudo, sendo considerado ideal quando os valores de tensões encontrados já não apresentavam diferenças significativas. A malha final utilizada está representada na Figura 23 e a quantidade de elementos e nós estão descritos na Tabela 6.



Figura 23: Malha quadrática linear CPE4R obtida após o refinamento no modelo 2D.

Parte Constituinte	Preparo	Correto	Preparo Compen Me	Incorreto sando no etal	Preparo Incorreto Se Compensar no Met	
	Nós	Elementos	Nós	Elementos	Nós	Elementos
Cerâmica	4573	4306	3322	3090	4008	3790
Metal	1055	828	1825	1625	969	782
Cimento	729	491	612	424	610	422
Dentina	9304	8816	8198	7762	8198	7762
Canal	1151	1044	927	844	927	844
Cemento	1129	810	1101	783	1101	783
Ligamento Periodontal	1317	1008	1237	928	1248	933
Osso Compacto	1736	1323	1530	1113	1639	1224
Osso Esponjoso	5828	5633	5819	5623	5819	5623

Tabela 6: Número de elementos e nós de cada parte constituinte do modelo 2D.

4.1.2 - <u>Análise 3D</u>

Um primeiro pré-molar hígido foi embutido parcialmente em resina epóxi (nº 331, Expotec, RJ, Brasil) para a realização de desgastes seriados no sentido vestíbulolingual e longitudinalmente ao longo eixo do dente utilizando-se lixa de carbeto de silício (granulação 400, 3M Brasil). O embutimento do dente foi apenas parcial, ou seja, somente a região radicular, para que se pudesse delinear com grafite (0,5) o contorno da parte da coroa do dente, facilitando a visualização. Cada corte foi fotografado utilizando-se uma máquina fotográfica (Nikon Coolpix 950) acoplada a um microscópio estereoscópio (Nikon SMZ645, Modelo 102). Foram feitas duas fotos para cada fatia, sendo a primeira com uma régua de referência para o dimensionamento da imagem obtida e outra sem a régua para a visualização total dos contornos (Figura 24).



Figura 24: Fotografia obtida em microscópio, mostrando a régua para dimensionamento correto do dente e o contorno realizado com lapiseira.

Após cada desgaste, o diâmetro mesio-distal do dente (espessura no sentido lateral) foi medido para que se pudesse saber a quantidade de desgaste realizado. A calibração das imagens em tamanho real foi realizada no programa CorelDraw e então exportadas para um programa de desenho mecânico para a montagem tridimensional do dente (SolidWorks 2003, Dassault Systemes S. A. - Nasdag: DASTY - company). No SolidWorks foram criados planos de referência, paralelos, distantes entre si de acordo com as espessuras dos cortes realizados. Cada imagem foi inserida em seu plano correspondente. Sobre a imagem, os contornos destas fatias foram traçados. Em primeiro lugar foi realizada uma parte com os contornos de toda a coroa anatômica, sem delimitação de esmalte e dentina que pode ser visualizada na Figura 25. Foi utilizada a ferramenta "Loft" que permite a criação de um sólido a partir da união de dois ou mais perfis (contornos-"sketches"), desde que estejam em planos diferentes. A ferramenta "loft" permitiu a união das partes e construção do dente hígido em 3D. A outra parte foi feita com o contorno apenas da dentina (Figura 26-B). Para a obtenção do esmalte foi subtraída a parte da dentina da coroa anatômica (Figura 26-A). Esta operação boleana é extremamente importante para que se tenha uma maior exatidão na interface entre dentina e esmalte. A região do canal foi delimitada e subtraída da dentina.

Foram feitas medidas de cada parte para verificar a proximidade dos valores encontrados no dente natural e em sua radiografía antes dos cortes serem realizados (Figura 27).



Figura 25: Planos e contornos realizados no SolidWorks de cada fotografia adquirida do dente natural para a confecção do esmalte.



Figura 26: Modelo 3D da Coroa Anatômica (A) e da Dentina (B)



Figura 27: Radiografia proximal (a) e vestibular (b), para a visualização das espessuras das partes que constituem o dente (esmalte, dentina e canal radicular).

Após a confecção de cada parte constituinte do dente estas foram unidas para formar o sólido como um todo, ainda no SolidWorks, utilizando a ferramenta "mates" para o correto posicionamento das partes envolvidas, criando uma perfeita interface (Figura 28).



Figura 28: Modelo 3D de um pré-molar superior

Este modelo do dente natural foi exportado para o programa de modelagem 3D-NURBS (non-uniform rational B-splines) para Windows (Rhinoceros®, versão 3.0 Sr5b, Robert McNeel & Associates, USA). Neste programa foram removidos os defeitos criados no programa SolidWorks como ângulos agudos, superfícies planas e descontinuidades. As medidas ideais de espessura para as camadas de cerâmica e infraestrutura metálica foram baseadas nas especificações do fabricante da porcelana (VITA) e a medida de cimento foi baseada em trabalho realizado anteriormente (MOTTA, 2000). A medida de cada parte foi somada e depois o volume total foi reproduzido através da criação de um sólido criado para cada plano de corte do preparo dentário, procurando se estabelecer o término cervical em chanfro e a expulsividade das paredes axiais em 6 graus. Após a criação destes sólidos foram feitas operações boleanas de subtração do dente inteiro até se obter o preparo dentário correto (Figura 29). Pode se notar, de acordo com a Figura 29 que após o preparo terminado parte do esmalte dentário permaneceu. No entanto, para facilitar a análise por elementos finitos, esta região foi considerada parte da dentina.



Figura 29: Preparo dentário para CTMC realizado em 3D no Rhinoceros®.

O programa de elementos finitos, ABAQUS analisa a resposta do material a cada ponto de integração de cada elemento. Os elementos lineares utilizam dois pontos de integração em cada direção e os elementos quadráticos utilizam três pontos de integração (Figura 30). De acordo com a densidade da malha, os valores dos resultados podem apresentar maior ou menor confiabilidade. Na tabela 7 pode ser verificado que os elementos quadráticos apresentam confiabilidade de 100% mesmo com densidade de malha menor, enquanto que os elementos lineares, mesmo com densidade de malha alto não chegam a 57% de confiabilidade como no caso do elemento C3D8.



Figura 30: Pontos de integração para elementos quadráticos em 2D.

Tabela 7: Exemplos numéricos da validade dos resultados encontrados numa análise hipotética de acordo com o refinamento da malha e tipo de elemento.

Elemente	Tamanho da Malha (Profundidade X Comprimento)						
Liemento	1 x 6	2 x 12	4 x 12	8 x 24			
C3D8	0,077	0,248	0,243	0,563			
C3D20	0,994	1	1	1			

Neste trabalho foi desenvolvida uma metodologia para a elaboração da malha hexagonal (C3D20). Embora exista uma maior confiabilidade de resultados deve ser feita uma análise criteriosa da necessidade dos valores numéricos, ou se o objetivo é apenas uma análise de distribuição de tensões. Isto porque quanto maior o número de nós e densidade de malha, maior o tempo de processamento. A possibilidade de diminuição deste tempo é a utilização de computadores com maior capacidade, que levam ao aumento de custo operacional.

De acordo com os sólidos obtidos no Rhinocerus, a malha ideal não poderia ser aplicada. Partindo do modelo preparado foram criadas linhas de referência no Rhinoceros® que foram exportadas para o MSC.Patran (MSC.Software Corporation, Santa Ana, California). A partir das linhas, sempre quatro, eram criadas superfícies. A partir das superfícies foram criados sólidos. A seqüência da criação pode ser visualizada na Figura 31.



Figura 31: Fase 1: criação das linhas de referência; Fase 2: criação das superfícies; Fase 3: criação do sólido.

Cada parte da CTMC foi criada com a união dos sólidos. As linhas de referência utilizadas apenas na parte da cerâmica pode ser visualizada na Figura 32.



Figura 32: Linhas de referência utilizadas para a cerâmica.

No MSC.Patran também já foi criada a malha hexaédrica de cada parte. Os arquivos foram exportados individualmente para o mesmo programa de Elementos Finitos (ABAQUS) utilizado para a análise em 2D. Cada parte constituinte do corpo de prova em 3D pode ser visualizado da Figura 33 até 37.



Figura 34: Infra-estrutura metálica. (A) Visão externa; (B) Visão interna.



Figura 35: Cimento. (A) Visão externa; (B) Visão interna.



Figura 36: Preparo Dentário - Dentina.



Figura 37: Malha obtida em todo o sólido (Pré-molar restaurado com coroa total metalocerâmica).

O modelo 3D foi fixado na região radicular da dentina, na altura correspondente ao osso compacto, representado pela cor laranja na Figura 38. Esta condição foi escolhida devido a limitação do computador em calcular as tensões quando foi aplicada as partes correspondentes ao ligamento periodontal e ossos compacto e esponjoso. Além disso, está de acordo com a maioria das pesquisas realizadas por MEF em 3D (DE JAGER *et al.*, 2000, AYKUL *et al.*, 2002, TOPARLI *et al.*, 2003, LANZA *et al.*, 2005).

Cargas compressivas de 100N foram aplicadas em área nas duas cúspides simultaneamente, simulando a carga fisiológica (Figura 38) ou somente em uma das cúspides (vestibular ou lingual), simulando um carregamento não fisiológico (Figura 39).



Figura 38: Condição de contorno aplicado no Modelo 3D representado pela cor laranja. As setas roxas representam a região onde foi aplicada a carga fisiológica.



Figura 39: Aplicação da carga somente em uma das cúspides - (A) cúspide vestibular e (B) cúspide lingual

4.2 – <u>Ensaios</u> *in vitro*

Foram realizados dois tipos de ensaios mecânicos *in vitro* de: (1) carregamento monotônico e (2) carregamento cíclico. Os corpos de prova utilizados foram dentes naturais do grupo de pré-molares superiores restaurados com coroa total metalo-cerâmica cimentada com cimento de fosfato de zinco.

4.2.1 – Obtenção dos Corpos de Prova

Inicialmente foi feita uma moldagem do dente hígido com silicone de adição (Adsil, Vigodent S/A Ind. e Com., Rio de janeiro, Brasil) com a finalidade de se realizar o controle do desgaste realizado obtendo-se uma espessura ideal, de acordo com SHILLINBURG et al. (1988). O preparo cavitário foi realizado por um único operador seguindo-se a técnica da silhueta preconizada por JANSON *et al.*, com o auxílio de uma lupa frontal com quatro vezes de aumento (Bio-Art, Artigos Odontológicos, São Paulo). Além do preparo correto, assim como nas análises por MEF, foram realizados preparos incorretos, com a face oclusal plana, sem respeitar os planos inclinados das cúspides V e L (Figura 13). Após o preparo, os dentes foram moldados com silicone de adição e os modelos obtidos em gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, Rio de Janeiro). Estes modelos foram enviados para um laboratório de prótese dentária (Odontolab), onde foram realizadas as coroas totais metalo-cerâmicas. As etapas de confecção das coroas totais metalo-cerâmicas estão descritas no Anexo 1. No laboratório as coroas totais com preparos incorretos também foram confeccionadas com diferentes espessuras da liga metálica, assim como nos modelos numéricos, ou seja, com a infra-estrutura metálica compensando o erro do preparo e permitindo assim a espessura uniforme da porcelana e com a infra-estrutura metálica sem compensar o erro do preparo, apresentando espessura uniforme da liga metálica, mas com diferentes espessuras da porcelana.

Com a finalidade de se verificar a adaptação da coroa total metalo-cerâmica, a pasta fluida do silicone de adição foi inserida em pequena quantidade na porção interna da coroa e esta colocada em posição no dente preparado. Após a polimerização do silicone, foram verificadas as regiões onde ocorreu o rasgamento do silicone, marcadas com lapisera (ponta 0,5mm), e as regiões de atrito foram removidas com brocas diamantadas específicas (KG Sorensen, São Paulo, Brasil). Este procedimento foi repetido até o completo assentamento da coroa no dente com preparo dentário.

Após a adaptação, as coroas totais foram cimentadas utilizando o cimento de fosfato de zinco (SS White, Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, Brasil). Após a manipulação do cimento, seguindo a recomendação do fabricante, a coroa foi posicionada no respectivo dente com pressão digital e mantida por dez minutos (MOTTA, 2000). Os excessos de cimento foram então, removidos utilizando-se sonda exploradora nº 5.

As raízes dos dentes restaurados foram fixadas em resina epóxi (nº 331, Epoxtec, RJ, Brasil), deixando exposta a coroa e aproximadamente 1,5 mm de raiz, abaixo do término da coroa (Figura 40).

Antes e depois dos ensaios foram realizadas fotografias de todas as faces do dente utilizando-se uma máquina fotográfica (Nikon Coolpix 950) acoplada a um microscópio estereoscópio (Nikon SMZ645, Modelo 102). Os corpos de prova também foram analisados por microscopia eletrônica de varredura antes e após os ensaios, sendo que no caso dos corpos de prova submetidos à fadiga, também foram analisados durante o ensaio. Foi utilizado o equipamento JEOL (JSN 6.460) em baixo vácuo, com 100 Pa e 15Kv.



Figura 40: Corpo de Prova de Dente pré-molar restaurado com Coroa total Metalocerâmica e fixado em resina epóxi.

4.2.2 - Carregamento Monotônico

Foram submetidos a este ensaio os seguintes corpos de prova: 6 corpos de prova com o preparo correto, 2 com preparo incorreto sem compensar no metal e 2 com preparo incorreto compensando no metal . O carregamento monotônico foi realizado na Máquina Universal de Ensaios, com capacidade máxima de 1000kgf (10kN) (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, Paraná, Brasil). A célula de carga utilizada foi de 1000 kg e a velocidade do ensaio foi de 0,5mm/min. A carga foi aplicada através de um atuador com forma de semicírculo que permitia o contato simultâneo nas duas cúspides, simulando um carregamento fisiológico, até a fratura do corpo de prova (Figura 41).



Figura 41: (A) Posicionamento do atuador no corpo de prova antes da fratura; (B) Fratura do corpo de prova.

4.2.3 - Carregamento Cíclico

Foram confeccionados 5 corpos de prova do preparo correto, 2 do preparo incorreto compensando no metal e 2 do preparo incorreto sem compensar no metal. Inicialmente foi feita uma simulação de uso dentro dos limites funcionais, ou seja, com a carga máxima chegando a 100N. O carregamento cíclico foi realizado utilizando-se equipamento específico fabricado pelo Projeto LAMEF/UFRGS (Figura 42). A freqüência da ciclagem foi de 1.0 Hz (1 ciclo/seg), com a carga aplicada em sentido vertical através do mesmo dispositivo confeccionado para a carga monotônica, sendo o contato realizado nas cúspides vestibular e lingual concomitantemente, como representado na Figura 41. Neste primeiro ensaio foram utilizados 3 amostras com preparo dentário correto.

A medição da carga aplicada ao dente foi definida de acordo com o deslocamento da mola utilizada no dispositivo de carga, ou seja, foi realizado ensaio mecânico em cada mola do dispositivo, obtendo-se a curva Carga (N) x Deslocamento (mm) (Anexo 4) para se obter o valor do deslocamento correto de cada mola para o valor da carga desejada. Foi utilizado um medidor de deslocamento da barra de carregamento (Figura 43). Esta medida era verificada frequentemente durante o ensaio

para que não se tivesse alteração da carga. Durante todo o ensaio os corpos de prova foram mantidos úmidos através de algodão umedecido com água destilada (Figura 44).



Figura 42: Equipamento para a realização de ensaio de ciclagem de carga.



Figura 43: Medidor utilizado para a medição do deslocamento do braço de carregamento.



Figura 44: Posição da amostra na máquina de ensaio de fadiga (A) antes e (B) após a colocação do algodão embebido em água destilada.

Após 10 milhões de ciclos, não ocorreu fratura das amostras, que corresponderia a uma longevidade de aproximadamente 10 anos (WISKOTT et al., 1995). Provavelmente este ensaio estaria sendo executado abaixo do limite de fadiga da amostra. Na literatura não há pesquisa em fadiga neste sistema dente/restauração metalo-cerâmica. No entanto, a aplicação de cargas cíclicas depende dos dados da curva de Tensão contra o Número de ciclos (SxN) deste sistema. Por isso, foi utilizado o trabalho realizado por POLJAK-GUBERINA et al. (1999), que realizaram fadiga em um sistema metalocerâmico utilizando a liga metálica de Ag-Pd (Öceramduo, Ögussa) e a cerâmica Duceragold da Ducera. Nos ensaios de fadiga foram utilizados corpos de prova em forma de barras e os resultados apresentados como carga de fratura em Newtons e número de ciclos até a fratura. Com a finalidade de se utilizar estes valores inicialmente foi necessária a obtenção dos valores de tensão na interface metal/cerâmica. Por isso, utilizando-se os dados fornecidos pelos autores de tamanho do corpo de prova, propriedades mecânicas dos materiais utilizados e cargas aplicadas, foi confeccionado um modelo em três dimensões no programa de elementos finitos para obtenção destes valores (Figura 45). O corpo de prova foi posicionado em dois suportes, um de cada lado, com a parte da porcelana virada para baixo, sendo a carga aplicada na parte superior da liga metálica. Os suportes foram considerados elementos rígidos na análise e a superfície de contato perfeita entre o corpo de prova e o suporte e entre a liga metálica e a porcelana (Figura 46). A malha utilizada foi do tipo hexaédrica linear (Figura 46-B).



Figura 45: (A) Corpo de prova do sistema metalo-cerâmica em barra; (B) Medidas utilizadas no Corpo de Prova.



Figura 46: (A) Corpo de prova posicionado no suporte com o ponto de aplicação da carga e a condição de contorno utilizada. (B) Malha utilizada no corpo de prova do sistema metalo-cerâmica em barra.

A distribuição de tensões e os valores das tensões máximas obtidas nesta simulação podem ser visualizados na Figura 47. Utilizando-se os valores das tensões de cisalhamento na região da interface metal/cerâmica obtidos no ensaio por MEF, simulando as cargas máximas de fratura aplicadas no artigo, foi obtido o fator de cálculo (*x*) de acordo com as propriedades mecânicas da liga de Ag-Pd (CRANDALL *et al.*, 1978). Este fator de cálculo foi de 0, 0278. Substituindo as propriedades mecânicas da liga de Ag-Pd pelas propriedades da liga de Ni-Cr, obteve-se o fator de cálculo desta liga (0,0315). De acordo com a Equação 17 pode se obter a tensão de cisalhamento ($\sigma_{cisalhamento}$) de cada uma destas ligas de acordo com as cargas aplicadas (F_{carga}).

$$\frac{\sigma_{cisalahamento}}{F_{carga}} = x$$
[Equação 17]

Os valores obtidos da tensão de cisalhamento para as ligas de Ag-Pd e de Ni-Cr após o cálculo, pode ser visualizado na Tabela 8.

Tabela 8: Valores das tensões de cisalhamento (MPa) para as ligas de Ag-Pd e de Ni-Cr e o número de ciclos correspondentes apresentados no artigo de POLJAK-GUBERINA *et al.* (1999)

Carga (N)	Ag-Pd (MPa)	Ni-Cr (MPa)	Nº de Ciclos
550	15,29	17,325	5.000.000
650	18,07	20,475	5.000.000
750	20,85	23,625	5.000.000
850	23,63	26,775	2.945.750
900	25,02	28,35	1.831.000
1000	27,80	31,5	700
1100	30,58	34,65	400.500
1200	33,36	37,8	181.600



Figura 47: Resultado das Tensões Máximas (MPa) no plano principal para o corpo de prova do sistema metalo-cerâmica em barra.

A partir dos dados obtidos foi levantada a curva SxN do Ni-Cr (Figura 48). De acordo com este gráfico, a tensão em que a fratura do sistema porcelana/liga de Ni-Cr poderia ocorrer está acima de 30 MPa. Utilizando-se o modelo 3D de uma coroa total metalo-cerâmica com preparo correto submetido a carga de compressão de 800N aplicada nas duas cúspides, simultaneamente, foram obtidos os valores de tensão de cisalhamento na interface entre o metal e a cerâmica (Figura 49). No programa de EF é permitida a obtenção das tensões encontradas em cada etapa da análise a partir da carga inicial aplicada de 0N até a carga máxima aplicada, que neste caso, foi de 800N. Na Tabela 9 estão expostos alguns valores médios de tensão encontrados nas regiões de interface, relacionados a algumas etapas da análise. De acordo com a Tabela 9, pode ser verificado que a carga está em torno de 334 N. Por isso, foi aplicada a carga máxima de 350N, durante o carregamento cíclico.



Figura 48: Gráfico SxN do sistema porcelana/Ni-Cr.



Figura 49: Eixos utilizados no modelo 3D na interface metal/cerâmica.

Tabela 9: Valores de tensão média nas cúspides vestibular e lingual e os valores de carga encontrados no modelo de elementos finitos 3D.

Etopo	Me			
Етара	Cúspide Vest	Cúspide L	Média Geral	Carga (N)
6	11,1	9,9	10,5	100
8	28,3	25,1	26,7	254
9	32,2	33,0	32,6	334
10	46,1	40,9	43,5	414
12	63,9	56,7	60,3	574
15	89,0	79,0	84,0	800

Foram submetidos a este novo carregamento cíclico uma das amostras já submetidas aos dez milhões de ciclos mais duas amostras com preparo correto e 4 com preparos incorretos sendo 2 compensando no metal e 2 sem compensar no metal. Estas amostras foram submetidas a um milhão de ciclos.

Nesta análise de carregamento cíclico foi feita uma calibração através da colocação de uma célula de carga pelo Laboratório de Acústica e Vibrações do Programa de Engenharia Mecânica da UFRJ sob a supervisão do Prof. Dr. Fernando Castro Pinto. Durante a aplicação da carga de calibração, controlada independentemente pela instrumentação da máquina de ensaio, foi medida a tensão de saída da célula de carga, com seu condicionador de sinal, de forma simultânea pelo equipamento de aquisição de dados associado ao ensaio de dentes e por um osciloscópio digital. Os dados foram então comparados para se obter o valor de correção das leituras para obtenção de uma leitura final em unidades de força ([N]).

Foram realizadas várias medições e não houve desvios significativos entre as medições. O sinal de calibração elétrica é gerado a partir de um desbalanceamento intencional e controlado na ponte de Wheatstone dos extensômetros, de modo a produzir uma tensão de saída de 500mV a ser lida pelo sistema de aquisição de dados. Através das constantes de calibração tem-se assim uma forma simples e prática de se gerar um sinal de carga conhecida para verificação do sistema de aquisição de dados, permitindo eventualmente a correção da constante de calibração associada às medições com o mesmo (Figura 50).



Figura 50 – Gráfico dos valores da carga aplicada (N) em função do tempo (s) adquiridos da máquina de ensaio de fadiga após a calibração.

4.3 - Análise dos Resultados

As análises dos resultados foram descritivas dos processos realizados. Os resultados encontrados nos modelos matemáticos foram comparados entre si para verificar a diferença da metodologia verificando a que mais se aproxima da realidade encontrada nos resultados do ensaio mecânico com aplicação de carga monotônica.

Com o objetivo de se comparar os resultados encontrados nas análises através do método de elementos finitos, foram traçadas linhas de referência no sentido vestíbulolingual nas regiões mais críticas das análises (da Figura 51 a Figura 56). Estas linhas foram realizadas em quatro regiões:

- a) Linha Cerâmica na cerâmica passando próximo ao sulco principal;
- b) Linha Interface na liga metálica na sua porção oclusal, procurando posicioná-la próximo a interface metal/cerâmica e metal/cimento;
- c) Linha Terço Médio linha traçada de forma retilínea, procurando pegar uma parte da região oclusal do canal radicular;
- d) Linha Cervical linha traçada de forma retilínea na região cervical do dente.

Os resultados encontrados para os ensaios de fadiga não podem ser comparados com os outros ensaios realizados, pois os mecanismos de fratura envolvidos são diferentes. No entanto, é feita uma análise dos resultados encontrados através da microscopia eletrônica de varredura.



Figura 51 – Linhas de Referência do Preparo Correto, Modelo 2D.



Figura 52 - Linhas de Referência do Preparo Incorreto Compensando no Metal, Modelo



Figura 53 – Linhas de Referência do Preparo Incorreto Sem compensar no Metal,

Modelo 2D.



Figura 54 – Linhas de Referência do Preparo Correto, Modelo 3D.



Figura 55 – Linhas de Referência do Preparo Incorreto Compensando no Metal, Modelo



Figura 56 – Linhas de Referência do Preparo Incorreto Sem compensar no Metal, Modelo 3D.
Clinicamente, as falhas relacionadas às restaurações metalo-cerâmicas, ocorrem devido a fraturas do recobrimento cerâmico. Embora as cerâmicas dentárias apresentem uma alta resistência quando testadas "in vitro", elas são suscetíveis a falhas devido à presença de trincas na sua superfície quando submetidas a tensões de tração "in vivo" (THOMPSON *et al.*, 2007). As razões para estas falhas podem estar relacionadas a tensões repetidas associadas à mastigação ou em situações de trauma.

O objetivo deste trabalho foi identificar se as falhas que ocorrem clinicamente são influenciadas pela carga aplicada e/ou pelo tipo de preparo dentário. A influência destas variáveis na resistência mecânica das restaurações de coroa total metalo-cerâmica foram analisadas através do Método de Elementos Finitos (MEF) e ensaios "in vitro" com aplicação de cargas monotônica e cíclicas. Os resultados obtidos serão apresentados de acordo com cada análise realizada, comparando cada item de forma a validar os ensaios, ou fazendo uma análise crítica dos resultados encontrados.

5.1 – <u>Análise dos Resultados Encontrados no Ensaio "in vitro" com Carregamento</u> <u>Monotônico.</u>

A forma do preparo dentário é considerada uma das etapas mais importantes para o sucesso da restauração (SAITO, 1999). O espaço interoclusal é um dos parâmetros mais importantes para se conseguir uma apropriada espessura do metal e uma boa resistência à restauração, evitando assim a fratura (SHLLINBURG *et al.*, 1988). O preparo deve reproduzir os planos inclinados da superfície oclusal. No entanto, o preparo oclusal anatômico muitas vezes é negligenciado e os dentes são preparados com uma redução oclusal plana, independente da forma anatômica das cúspides (OYAR *et al.*, 2006).

Neste trabalho, foram realizados três tipos de modelos com diferentes preparos dentários, sendo o primeiro um preparo considerado correto, com todas as medidas e inclinações dentro dos princípios descritos na literatura (Figura 9) e dois outros preparos incorretos, com a superfície oclusal plana e com a restauração variando sua infraestrutura metálica: uma com uma infra-estrututa metálica com medida uniforme (Figura 15) e outra variando sua espessura de modo a compensar o preparo incorreto e permitir uma espessura uniforme da porcelana (Figura 16). Nos ensaios "in vitro", sob condições de carga monotônica, foram analisadas 4 amostras com preparo correto, e 4 com preparo incorreto, sendo duas compensando no metal e duas sem compensar no metal. As cargas foram aplicadas axialmente e de forma simultânea nas duas cúspides (vestibular e lingual), simulando uma situação de carga fisiológica, até o momento da fratura das amostras.

Os resultados destes ensaios mostraram que, para cada tipo de preparo, os valores críticos de carga (quando ocorreu a fratura da amostra), foram bem diferentes. Os valores mais altos de cargas máximas (fratura) foram alcançados nas amostras com preparo correto (média de 4517 N), seguindo-se daquelas com preparo incorreto compensando no metal (média de 3286 N) e preparo incorreto sem compensar no metal (média de 2290 N). O gráfico da Figura 57 representa a curva obtida dos valores de carga de cada amostra submetida ao ensaio "in vitro" sob carga monotônica.



Figura 57: Curvas obtidas de cada amostra após ensaios "in vitro" com carga monotônica.

Os valores descritos na literatura para a resistência a fratura do sistema metalocerâmica são bastante diferentes entre si e daqueles encontrados neste ensaio. Isto se deve aos seguintes fatores: geometria dos materiais analisados, tipos de materiais analisados e método de ensaios utilizados.

Os valores médios encontrados por ULOSOY e TOKSAVUL (2002) ficaram entre 2042 N e 1360 N em coroas totais metalo-cerâmicas (liga de Ni-Cr-Mo, Dentaurum e porcelana Duceram), realizadas em incisivos centrais superiores com diferentes desenhos de infra-estrutura metálica (com colar metálico de diferentes espessuras e sem este colar metálico, na região cervical). O ensaio realizado foi de carga monotônica aplicada verticalmente na borda incisal das coroas totais.

KU *et al.* (2002) compararam a resistência à fratura de coroas totais metalocerâmicas (liga de Ni-Cr, e porcelana Ceramco II, Dentsply) com cerômeros e encontraram uma média de resistência a fratura de $1317 \pm 220N$ para as coroas metalocerâmicas. O ensaio realizado foi de carga monotônica aplicada com ângulo de 130° em relação ao longo eixo do dente na face lingual de incisivos centrais superiores com coroas totais.

SCHWEITZER *et al.* (2005) analisaram barras de Ni-Cr e Ag-Pd com aplicação de porcelana (Ceramco II) na superfície inferior e realizaram o ensaio de dobramento em três pontos. A média dos valores de tensão de fratura encontrados para a liga nobre foi de 32,56 MPa e de 30,98 MPa para a liga não nobre.

Nos ensaios "in vitro" realizados neste trabalho, as amostras com preparo correto apresentaram os melhores resultados, enquanto que nas amostras com preparos incorretos a resistência à fratura foi mais baixa, principalmente para a amostra com preparo incorreto sem compensar no metal. Este fato pode ser explicado pela maior espessura de porcelana destas amostras. Na amostra com preparo incorreto sem compensar no metal a espessura da porcelana era a maior. Devido a própria metodologia de fabricação da restauração metalo-cerâmica, como pode ser visto no Anexo 1, com a aplicação da porcelana através da condensação de uma pasta obtida a partir da mistura de pó cerâmico e um líquido apropriado, sua secagem e sinterização, há a formação de uma estrutura com certo grau de porosidade e presença de micro-trincas. Com isso, o maior volume de porcelana implica em um maior número de defeitos, diminuindo assim a resistência do material da restauração.

Segundo EVANS *et al.* (1990) pequenos arranhões presentes na superfície dos materiais algumas vezes se comportam como entalhes pontiagudos e suas pontas são eficientes concentradores de tensões. Assim, a concentração de tensões na ponta destes entalhes faz com que a tensão alcance a resistência teórica do material, mesmo quando submetidos à tensões nominais relativamente baixas. Quando a resistência teórica do material é excedida na ponta deste entalhe, ocorre o processo de fratura, em geral de modo instável e atravessando toda a extensão do material.

ABU-HASSAN *et al.* (1998) verificaram que a presença de porosidade na cerâmica poderá ser mais danosa do que a presença de trincas, pois no trabalho realizado por estes autores, os poros resultaram em amostras com alta concentração de tensões, não encontrada nas amostras com trincas.

As análises do padrão de fratura obtido após os ensaios mostraram que em todos os casos há regiões em que a porcelana se separou completamente da infra-estrutura, ou seja, ocorreu fratura adesiva. Em outras regiões, partes de porcelana permaneciam aderidas, ou seja, ocorreu uma fratura coesiva. De acordo com as definições de O'BRIEN (1977) a falha adesiva ocorre quando a adesão entre o metal e a porcelana é inadequada. Nas amostras com o preparo correto a fratura ocorreu na região das faces proximais, como pode ser visto na Figura 58. No entanto, nas amostras com preparo incorreto, a fratura ocorreu na própria face oclusal, em apenas uma das cúspides, ou removendo ambas as cúspides (Figura 59). Além disso, a fratura das amostras com preparo correto ocorreu em poucos fragmentos, enquanto que nas outras amostras, ocorreu uma grande fragmentação. O padrão de fratura encontrado por KU *et al.* (2002) e SMITH *et al.* (1994) foram bem diferentes dos encontrados neste trabalho. Isto porque o dente analisado pelos autores foi o incisivo central superior, que apresenta uma anatomia muito diferente dos pré-molares e também porque a carga foi aplicada de forma diferente.



Figura 58: Padrão de fratura encontrado para as amostras com preparo correto submetidas à carga fisiológica no ensaio de carregamento monotônico.



Figura 59: Padrão de fratura encontrado para as amostras com preparo incorreto submetidas à carga fisiológica no ensaio de carregamento monotônico.

A característica de fratura encontrada por KU *et al.* (2002) foi de descolamento da cerâmica na junção metal/cerâmica na face vestibular da coroa total. Os autores realizaram ensaio de resistência à fratura com carga monotônica em coroas totais metalo-cerâmicas, mas com cargas aplicadas fazendo um ângulo de 130° com o longo eixo do dente na face lingual de incisivos centrais superiores. SMITH *et al.* (1994) encontraram fratura na interface metal/porcelana, na região do opaco em coroas totais metalo-cerâmicas confeccionadas em incisivos centrais sob cargas aplicadas axialmente nas bordas incisais.

Clinicamente, o padrão de fratura também é diferente daqueles encontrados nestes ensaios. Observa-se que a fratura ocorre principalmente na face vestibular, com total deslocamento da porcelana, ou pequenas fraturas na região oclusal próximo às cúspides vestibular e lingual. Este fato se deve, provavelmente, ao tipo de carregamento a que o dente é submetido na cavidade oral (fadiga) e por estar submetido a um meio altamente corrosivo. SHERILL e O'BRIEN (1974) afirmaram que há uma diminuição da resistência da restauração metalo-cerâmica em até 30% em meio oral. DAUSKARDT *et al.* (1990) descreveram que esta resistência é diminuída porque a ligação de silício e

oxigênio se torna mais fraca na região de interface metal/porcelana na presença de umidade, principalmente devido a presença de água na ponta da trinca.

As análises por Método de Elementos Finitos são consideradas importantes ferramentas para a visualização das áreas de risco de fratura, pois nos resultados obtidos após estas análises, as áreas de risco são as que apresentam os maiores valores de tensão de tração. Portanto, os ensaios "in vitro" realizados neste trabalho foram reproduzidos em MEF com a finalidade de se validar os resultados numéricos. Este tópico será discutido no item 5.2.

O ensaio monotônico deve ser considerado, principalmente, como um meio eficaz de se obter dados referentes às cargas máximas de fratura do sistema (coroas) metalocerâmico. No entanto, não significa que o sistema só irá falhar quando alcançados estes valores máximos. No caso de fadiga, processo de ruptura relacionado a cargas cíclicas, que é o modo de carregamento usual dos dentes, outros mecanismos que levam à fratura estão envolvidos, podendo a falha ocorrer para valores de cargas bem inferiores àqueles verificados nestes ensaios sob carga monotônica. Os valores de carga de fratura obtidos nestes ensaios monotônicos são importantes para comparação das cargas em situações de trauma dentário, onde o sistema dente/restauração é submetido a uma carga crescente e que pode alcançar valor muito elevado. Este trauma pode estar relacionado a fatores externos, envolvendo acidentes ou em casos de hábitos parafuncionais.

Nas análises das amostras através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) foi possível observar que o elemento dentário não sofreu nenhuma alteração durante o ensaio, ou seja, não ocorreu formação ou crescimento de trincas (Figuras 60 e 61).



Figura 60: MEV de uma das amostras com preparo correto, na região cervical, face distal, antes (A) e após (B) o ensaio monotônico.



Figura 61: MEV de uma das amostras com preparo correto, na região cervical, face mesial, antes (A) e após (B) o ensaio monotônico.

5.2 – <u>Comparação dos Resultados Encontrados nos Diferentes Tipos de Preparos</u> Dentários através do Método de Elementos Finitos com aplicação de Carga Fisiológica

Os resultados da distribuição de tensões encontrados para os modelos 2D e 3D com diferentes tipos de preparos dentários submetidos às cargas fisiológicas (aplicadas simultaneamente em ambas as cúspides) mostraram que os valores de tensões de compressão mais altos (valores negativos) ficaram na região de aplicação da carga (Figuras 62 e 63). Os valores de tensões de tração mais altos (valores positivos) foram encontrados na interface metal/cimento nos modelos de preparo correto, sendo o valor um pouco mais elevado na região da cúspide vestibular. Nos modelos de preparos incorretos a região da liga metálica também apresentou tendência a valores de tensão de tração mais altos, inclusive na região de interface metal/cimento da cúspide vestibular, porém, apresentando valores relativos mais baixos. Estes resultados são diferentes daqueles reportados por OYAR *et al.* (2006) que encontraram valores de tensão de tração aproximadamente quatro vezes maior na estrutura da porcelana com o preparo não anatômico.

Em todos os modelos observa-se uma concentração de tensões de tração na área do sulco principal, sempre apresentando os valores mais altos comparados às outras áreas de um mesmo modelo. Nos modelos 2D tensões de tração também foram encontradas na região externa da cerâmica na face vestibular (Figuras 62), não sendo encontrada nos modelos 3D (Figura 63). No modelo 3D com preparo correto a região da infra-estrutura metálica na região do terço cervical, tanto vestibular quanto lingual, foi encontrada tensões de tração mais altos, não sendo visualizado no modelo 2D correspondente.

Na região da dentina e estruturas de suporte os valores de tensões de tração ficaram bem baixos passando a valores de tensão de compressão.



Figura 62: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de carga em área fisiológica nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.



Figura 63: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de carga em área fisiológica nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal. Análise 3D.

Nos gráficos das Figuras 64 a 67, podem ser comparados os valores de tensões encontrados nos modelos com diferentes preparos, para cada linha de referência, nas análises 2D e 3D.

Considerando a linha de referência cerâmica (Figura 64), na análise 2D pode se visualizar que o modelo com preparo incorreto sem compensar no metal apresentou um comportamento mais uniforme e valores de tensão mais baixos praticamente por todo o caminho percorrido, sendo o valor ligeiramente mais alto que os outros modelos somente na região da cerâmica na cúspide vestibular. O modelo 2D com preparo correto apresenta um segundo pico de valor de tração bastante alto, não encontrado nos outros modelos, devido a passagem da linha de referência por uma região de interface da infra-

estrutura metálica com o cimento. Nos modelos 3D já pode ser visualizado que o modelo com preparo correto apresentou os valores mais baixos de tensões em quase todo o percurso, apresentando, inclusive, uma região com valores compressivos, pois passa próximo a área de contato com a cúspide vestibular.



Figura 64: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Cerâmica.

Na linha de referência cervical (Figura 65), o comportamento dos modelos nas análises 2D e 3D foram bastante semelhantes, sendo o modelo com preparo correto o que apresentou valores mais baixos de tensões e um comportamento mais uniforme. O modelo com preparo incorreto sem compensar no metal apresentou os valores mais altos de tensões, principalmente na interface da dentina com o canal na região lingual.



Figura 65: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Cervical.

A linha de referência da interface (Figura 66), o modelo com preparo correto na análise 2D apresentou valores de tensões bem mais altos que os outros modelos. No entanto, na análise 3D o modelo com preparo incorreto compensando no metal apresentou os valores mais altos de tensão em quase todo o percurso, apresentando, um valor bem alto na região equivalente ao sulco principal na infra-estrutura. Na região da cúspide vestibular, os valores mais altos de tensão foram encontrados para o modelo com preparo incorreto sem compensar no metal.



Figura 66: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Interface.

O comportamento dos modelos 2D para a linha de referência do terço médio foram semelhantes, sendo o modelo com preparo correto o que apresentou valores ligeiramente mais altos (Figura 67). Na análise 3D o comportamento já não foi tão uniforme, sendo que o modelo com preparo correto apresentou valores de tensão mais baixos em quase todo o percurso, embora tenha um pico de valor um pouco mais alto que os outros modelos na interface metal/cimento.



Figura 67: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga em área fisiológica para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Terço Médio.

Confrontando os resultados obtidos nos ensaios "in vitro" com aplicação de carga monotônica com as análises realizadas por Método de Elementos Finitos (MEF) 2D e 3D aplicando-se uma carga similar àquela do ensaio "in vitro", ou seja, carga fisiológica (aplicada axialmente nas duas cúspides), verifica-se que no ensaio laboratorial a amostra com preparo correto apresentou os melhores resultados (valores das cargas de fratura mais altos), enquanto que nos modelos numéricos observa-se que em algumas regiões desse modelo, os valores das tensões de tração são mais elevados, e, portanto, com maior probabilidade de fratura. Este fato pode ser explicado considerando-se que na análise numérica os modelos são constituídos de sólidos homogêneos e sem defeitos pré-existentes. Como a porcelana apresenta o maior valor de módulo de elasticidade, o modelo com preparo incorreto sem compensar no metal se apresentou com o melhor comportamento, já que a espessura de porcelana é maior (maior rigidez para um valor específico de carga aplicada). Por outro lado, com o aumento do volume de material cerâmico, maior será a quantidade de defeitos na restauração de coroa total metalo-cerâmica e, assim, maior a probabilidade de falha. Portanto, devido a essas limitações dos modelos numéricos, é importante que se realize juntamente com as análises por MEF, uma análise laboratorial e, se possível, um acompanhamento clínico das restaurações.

As análises por MEF são importantes como indicativas dos locais mais prováveis para a ocorrência de falhas (locais onde as tensões de tração são mais elevadas) e auxiliam muito na identificação das áreas de risco. Também se destaca nas análises comparativas do comportamento de vários materiais e situações de carregamento, além de permitirem os estudos associados à alteração de variáveis como geometria e tipo de material, inerentes a um sistema extremamente complexo, como é a cavidade oral. Mas infelizmente ainda não são capazes de apresentarem resultados plenamente confiáveis.

De acordo com os resultados encontrados nas análises por MEF, as regiões que apresentaram os maiores valores de tensões de tração estão na região do sulco principal e na porção oclusal da infra-estrutura metálica (Figuras 62 e 63). Nos ensaios "in vitro" relativos às amostras com preparo incorreto, pode-se considerar a hipótese de que o início da fratura se deu na região do sulco principal, ou a partir da área de contato do atuador com a coroa, onde se aplicou a carga (Figura 59). No entanto, para o preparo correto, o padrão de fratura foi bem diferente, com a iniciação da trinca não ocorrendo a

partir da área de contato do atuador com a coroa, mas na área do rebordo marginal (Figura 58).

5.3 – <u>Comparação dos Resultados Encontrados nos Diferentes Tipos de Preparos</u> <u>Dentários através do Método de Elementos Finitos com aplicação de Cargas Não</u> <u>Fisiológicas</u>

Neste item serão discutidos separadamente os resultados encontrados para os diferentes modelos quando submetidos às cargas aplicadas somente na cúspide lingual e depois somente na cúspide vestibular.

5.3.1 - Aplicação da Carga Lingual

A distribuição de tensões foi muito semelhante em todos os modelos, tanto na análise 2D quanto a 3D, os valores de tensões de compressão mais altos podem ser visualizados na área de aplicação da carga (no local de contato do atuador com a coroa) e na região cervical da face lingual. Os valores de tensão de tração mais altos foram encontrados nas áreas da região cervical e na interface metal/cimento, ambos na região da face vestibular (Figuras 68 e 69).

Em todos os modelos houve uma concentração de tensões na área do sulco principal, sempre apresentando os valores mais altos para as tensões de tração.

Na região da dentina, canal e estruturas de suporte algumas regiões apresentaram tensões de tração, mas o padrão é o mesmo para todos os modelos.



Figura 68: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de carga em área aplicada na cúspide lingual nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.



Figura 69: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de carga em área aplicada na cúspide lingual nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) PreparoIncorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.Análise 3D.

Analisando individualmente os modelos com diferentes preparos nas análises em 2D e 3D de acordo com as linhas de referência, podemos visualizar que, na linha de referência cerâmica o modelo com preparo correto, na análise 2D, apresentou os valores mais altos de tensão. O comportamento, na análise 3D, foi exatamente o inverso, ou seja, o preparo correto apresentou os valores mais baixos de tensão (Figura 70).



Figura 70: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide lingual para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Cerâmica.

Considerando a linha de referência cervical (Figura 71), na análise 2D os modelos apresentaram exatamente o mesmo comportamento e valores de tensão. Os valores mais altos de tensão de tração ficaram localizados na região cervical da face vestibular. Na análise 3D o modelo com preparo correto apresentou valores mais baixos e uniformes. Os valores mais altos de tensão de tração de tração podem ser vistos para o modelo com preparo incorreto sem compensar no metal. No entanto, assim como na análise 2D, os maiores valores de tensão ficaram localizados na região cervical da face vestibular.





A linha de referência da interface (Figura 72), o comportamento apresentado para a carga aplicada apenas na cúspide lingual foi bem semelhante ao encontrado quando foi aplicada a carga fisiológica (Figura 66), ou seja, o modelo com preparo correto na análise 2D apresentou valores de tensões bem mais altos que os outros modelos (Figura 72) e na análise 3D os maiores valores foram encontrados no modelo com preparo incorreto compensando no metal.





Na análise 2D, para a linha de referência do terço médio, o modelo com preparo correto apresentou valores ligeiramente mais altos comparado aos outros modelos (Figura 73). O maior valor de tensão de tração pode ser visualizado na região da interface metal/cimento. Na análise 3D o comportamento já não foi tão uniforme, sendo que o modelo com preparo correto apresentou valores de tensão mais baixos em todo o percurso e inclusive não apresentou um pico de valor alto na região de interface metal/cimento como os outros modelos.





5.3.2 - Aplicação da Carga Vestibular

A distribuição de tensões visualizadas na análise 2D foram bem diferentes da distribuição encontrada na análise 3D (Figuras 74 e 75, respectivamente). Na análise 2D as tensões de tração mais altas foram encontrados nas áreas da região cervical da face lingual e na porção externa da cerâmica na face vestibular. Na análise 3D pode ser visualizada uma distribuição mais uniforme por todo o modelo, com pequena concentração na região cervical da face lingual. No modelo com preparo correto, na análise 2D houve uma concentração de tensões de tração na interface metal/cimento na região da cúspide vestibular, não encontrada nos outros modelos.



Figura 74: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de carga em área aplicada na cúspide vestibular nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.



Figura 75: Distribuição de tensões (em MPa) encontradas com aplicação de carga em área aplicada na cúspide vestibular nos modelos: (A) Preparo Correto, (B) Preparo Incorreto Compensando no Metal e (C) Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal. Análise 3D.

Considerando a linha de referência cerâmica, o modelo com preparo correto, na análise 2D, apresentou os valores mais altos de tensão, com dois picos de valores muito mais altos de tensão comparado aos outros modelos, sendo um na região do sulco principal e o outro na interface metal/cimento (Figura 76). Na análise 3D, o comportamento dos diferentes modelos foi semelhante, no entanto, o modelo com preparo incorreto compensando no metal apresentou um pico de valor de tensão mais alto na região próxima à cúspide vestibular.





Na linha de referência cervical (Figura 77), a análise 2D dos modelos apresentaram comportamento bem semelhantes, sendo com valores um pouco mais altos para o modelo com preparo correto. Na análise 3D, o modelo com preparo correto apresentou valores mais baixos e uniformes, com exceção da região cervical da face lingual. O modelo com preparo incorreto compensando no metal apresentou ainda um valor de tensão de tração muito alto na região cervical vestibular, não encontrado em nenhum outro modelo em nenhuma das análises realizadas.



Figura 77: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide vestibular para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Cervical.

Na análise 2D, quando a carga foi aplicada na cúspide vestibular, considerando a linha de referência da interface (Figura 78), o modelo com preparo correto apresentou dois picos de valores de tensões bem mais altos que os outros modelos, um relacionado a interface metal/cimento da cúspide vestibular e o outra na face externa da cerâmica, também da face vestibular. Na análise 3D as curvas dos valores de tensão foram particulares de cada preparo, apresentando uma grande variação entre eles.





Considerando a linha de referência do terço médio, na análise 2D, o comportamento dos diferentes modelos foi bastante semelhante, tendo o modelo com preparo correto alguns valores ligeiramente mais altos comparado aos outros modelos (Figura 79). O maior valor de tensão de tração pode ser visualizado na região externa da cerâmica na face vestibular. Na análise 3D o comportamento dos modelos com preparos incorretos foi praticamente idêntico com valores de tensões mais altos que o modelo com preparo correto.



Figura 79: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga em área somente na cúspide vestibular para todos os tipos de preparo dentário nas análises 2D e 3D. Linhas de referência: Terço Médio.

Em todos os gráficos que comparam o comportamento das tensões para os vários tipos de preparo dentário, as linhas de referência realizadas na interface (Figuras 66,72 e 78) apresentaram as maiores variações nos valores das tensões entre os modelos com diferentes tipos de preparos. Isto se explica pelo fato de que esta linha de referência não percorreu o mesmo caminho para todos os modelos, contendo, portanto, proporções diferentes dos elementos que compõem a restauração em cada um dos modelos: nos modelos com preparos incorretos a linha de referência está totalmente inserida na infra-estrutura metálica; já no caso do preparo correto, na região entre as duas cúspides (região do sulco principal) apresentou uma passagem pela região da porcelana.

Os resultados encontrados para os preparos incorretos nas análises 2D apresentaram valores de tensões ligeiramente inferiores, sugerindo um comportamento melhor quanto às cargas. Isto pode ser explicado pelo fato de que as tensões estão associadas às deformações do sólido decorrentes das cargas externas. Como existe um maior volume da restauração, ou seja, da cerâmica e da infra-estrutura metálica que apresentam maior módulo de elasticidade comparativamente aos demais materiais que compõe o sistema dente/coroa, um maior volume desses materiais nesse sólido corresponderá a uma maior rigidez do sistema, e assim menores valores de tensão para um valor de carga de referência. Este fato não foi observado nas análises 3D, provavelmente devido a influência de outras variáveis como a geometria e o volume.

CREUGERS *et al.* (1992) analisando sistemas de reparo de porcelana em restaurações metalo-cerâmicas encontraram que os preparos realizados de forma incorreta é uma das maiores causas de falha destas restaurações que necessitam de reparo. Estes dados parecem indicar o papel do volume de cerâmica (e seus defeitos associados) para a fratura dessas restaurações.

5.4 - Comparação entre Carga Fisiológica de 100N e 800N

Foi comparada a distribuição de tensões e os valores das tensões máximas considerando-se as cargas de 100N, considerada a média dos valores de mordida normal em adultos, e 800N, considerada a média dos valores alcançados por pacientes que apresentam hábito parafuncional (NISHIGAWA *et al.*, 2001, FERRARIO *et al.*, 2004).

No programa de elementos finitos os valores das tensões obtidos em cada nó são resultantes da resposta de um sólido, a uma carga em função da condição de contorno

considerada para este sólido. A resposta deste sólido ocorre através do deslocamento do nó que irá gerar uma tensão local. Então, o cálculo das tensões é diretamente proporcional ao valor da carga aplicada. No caso da análise dos valores de carga entre 100 e 800N é evidente que todos os valores de tensões obtidos com a aplicação da carga de 800N serão mais altos que os valores de tensões de 100N, para o mesmo sólido analisado. Esta diferença nos valores das tensões máximas obtidas para um mesmo modelo submetido ao mesmo carregamento com valores de 100 e 800N pode ser visualizada nos gráficos da Figura 80 a 82.



Figura 80: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de cargas pontuais fisiológicas de 100 e 800N, preparo correto, e linha de referência cerâmica.



Figura 81: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de carga aplicada apenas na cúspide lingual, de 100 e 800N,

preparo incorreto compensando no metal, e linha de referência cerâmica.



Figura 82: Gráfico das tensões máximas (em MPa) em função da distância verdadeira encontradas com aplicação de cargas aplicada apenas na cúspide vestibular, de 100 e 800N, preparo incorreto sem compensando no metal, e linha de referência cerâmica.

Esta análise de diferentes valores de carga se torna importante no momento em que analisamos a diferença dos valores de tensões obtidos com a aplicação da carga de 800N e se estes valores encontrados atingem os valores críticos de alguma propriedade mecânica, como por exemplo, valores críticos de fratura ou de limite de escoamento dos materiais envolvidos (neste caso específico à estrutura metálica da coroa). De acordo com estes resultados, os valores encontrados para a carga de 800N, tanto quando a carga foi aplicada pontualmente quanto para a carga foi aplicada em área ficaram próximos ou acima do valor de resistência máximo encontrado na literatura (ULOSOY e TOKSAVUL, 2002, KU et al., 2002, SCHWEITZER et al., 2005). No entanto ficaram abaixo dos valores encontrados nos ensaios "in vitro" realizados neste trabalho. O valor mais baixo (799 MPa) foi encontrado no modelo com preparo incorreto compensando no metal e aplicação de carga fisiológica. O valor mais alto (3560 MPa) foi encontrado no modelo com preparo correto com aplicação de carga pontual somente na cúspide vestibular. Estes resultados poderiam sugerir que o preparo considerado incorreto seria melhor que o correto desde que se compensasse a diferença do preparo na infraestrutura metálica. No entanto, neste modelo não foram consideradas as imperfeições dos sólidos (principalmente das estruturas cerâmicas) nem suas propriedades anisotrópicas.

Como nas análises por MEF foram consideradas as propriedades elásticas dos materiais, a distribuição das tensões segue exatamente a mesma configuração para cada um dos modelos e nos seus diversos modos de carregamento. No entanto, com o aumento da carga aplicada, a área de risco de fratura fica maior, ou seja, ao se observar a distribuição de tensões do um mesmo sólido, a área de risco de fratura aumenta. Por exemplo, na Figura 83, no caso da análise 2D para o modelo com preparo correto, com aplicação de carga fisiológica (nas duas cúspides), pode ser visualizado que a área cinza e vermelha que indicam os maiores valores de tensão de tração encontrados nas análises, aumenta com a aplicação da carga de 800N. Ao se observar detalhadamente, nota-se que o padrão da distribuição é o mesmo, no entanto com cores (valores) diferentes (Figura 83 a 85).



Figura 83: Comparação da distribuição de tensões encontrada nos modelos com preparo correto submetidos a cargas fisiológicas de 100 e 800N.

Outros exemplos da diferença de distribuição de tensões para diferentes preparos em diferentes tipo de carregamento podem ser visualizados da Figura 84 e 85.



Figura 84: Comparação da distribuição de tensões encontrada nos modelos com preparo incorreto compensando no metal com aplicação de carga apenas na cúspide vestibular de 100 e 800N.



Figura 85: Comparação da distribuição de tensões encontrada nos modelos com preparo incorreto sem compensar no metal com aplicação de carga apenas na cúspide lingual de 100 e 800N.

5.5 – Comparação entre Aplicação de Carga Pontual e em Área

Foram realizadas análises por MEF 2D aplicando-se as cargas em apenas um ponto (nó) ou distribuído numa área de contato. Esta comparação explica-se pelo fato de que, na literatura a maiorias dos trabalhos relativos às análises numéricas utilizam a carga pontual na definição do modo de carregamento. No entanto, clinicamente este contato não existe. A relação entre os dentes é feita através de uma área de contato com aproximadamente uma área de 0,5 mm² (OKESON, 2003). Portanto, embora possa não influenciar de forma marcante os resultados, as cargas em área são mais apropriadas para as análises de simulações das condições clínicas.

As análises da distribuição de tensões dos modelos em estudo em relação aos tipos de cargas aplicadas (pontual ou em área) apresentaram-se semelhantes, como nas Figuras 86 a 91.



Figura 86: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo correto submetido a carga fisiológica de 100N, pontual (A) e em área (B).



Figura 87: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo correto com aplicação de carga apenas na cúspide lingual de 100N, pontual (A) e em área (B).



Figura 88: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto compensando no metal com aplicação de carga fisiológica de 100N, pontual (A) e em área (B).



Figura 89: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto compensando no metal com aplicação de carga aplicada apenas na cúspide vestibular de 100N, pontual (A) e em área (B).



Figura 90: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto sem compensar no metal com aplicação de carga fisiológica de 100N, pontual (A) e em área (B).



Figura 91: Distribuição de tensões encontradas no modelo com preparo incorreto sem compensar no metal com aplicação de carga aplicada apenas na cúspide lingual de 100N, pontual (A) e em área (B).

Os valores de tensão máxima das cargas pontuais não foram significativamente mais altos quando comparados com os valores encontrados para as cargas em área, para todos os modelos e localização carregamento. Nas Figuras 92 até 94 são apresentados gráficos comparativos dos valores encontrados para um mesmo modelo quando foi utilizada a carga pontual e em área.



Figura 92: Gráfico comparativo das tensões máximas (em MPa) encontradas com aplicação de cargas fisiológica de 100N, pontual e em área. Preparo correto, e linha de referência cerâmica.



Figura 93: Gráfico comparativo das tensões máximas (em MPa) encontradas com aplicação de cargas aplicada apenas na cúspide lingual de 100N, pontual e em área. Preparo correto, e linha de referência cerâmica.



Figura 94: Gráfico comparativo das tensões máximas (em MPa) encontradas com aplicação de carga fisiológica de 100N, pontual e em área. Preparo incorreto compensando no metal, e linha de referência cerâmica.

Para fins de comparação foram realizados cálculos de variação percentual que pudessem evidenciar as diferenças entre os valores de tensões relativos a estes dois tipos de aplicação de carga, conforme a Equação 19:

$$\% = \frac{\sigma_{máx_Pontual} \times 100}{\sigma_{máx_Área}}$$
[Equação

19]

Os valores obtidos estão apresentados na Tabela 10. Nos modelos com as cargas aplicadas em apenas uma das cúspides, vestibular ou lingual, alguns valores das cargas pontuais estão ligeiramente inferiores em comparação com a carga em área. Isso pode ser explicado pela diferença muito pequena no tamanho da área de aplicação da carga de apenas um ponto para uma pequena área de 0,5 mm². Quando se trata de duas cúspides a área de aplicação da carga é maior, pois o valor da carga é distribuído pela área somada das duas cúspides. O único valor de tensão máxima encontrado nas cargas fisiológicas que foi inferior nas cargas aplicadas pontualmente foi para o modelo com preparo incorreto sem compensar no metal, na linha de referência cervical.

Tabela 10: Valores comparativos de Tensão Máxima (em MPa), no plano principal, nos modelos com cargas aplicadas em um ponto ou em área.

Pontual X Área (%)						
TIPO DE PREPARO -	Carga		Carga		Carga	
	Fisiológica		Lingual		Vestibular	
LINHA DE REFERÊNCIA	100N	800N	100N	800N	100N	800N
Preparo Correto						
Linha Cerâmica	152,8	147,9	92,6	93,0	107,9	103,8
Linha Interface	129,4	130,8	124,0	103,5	96,9	88,9
Linha Terço Médio	139,6	138,2	91,4	91,4	102,9	103,9
Linha Cervical	320,4	316,0	118,5	118,5	91,4	91,3
Preparo Incorreto Compensando no						
Metal						
Linha Cerâmica	178,5	177,5	123,1	123,0	99,8	99,5
Linha Interface	138,6	137,9	107,8	107,7	98,9	95,7
Linha Terço Médio	115,2	112,6	83,3	83,2	96,3	96,2
Linha Cervical	197,2	199,8	88,2	88,2	95,4	95,1
Preparo Incorreto Sem Compensar						
no Metal						
Linha Cerâmica	147,1	145,5	72,8	72,8	118,7	126,0
Linha Interface	137,0	136,2	127,1	127,0	98,6	98,3
Linha Terço Médio	151,4	146,3	72,6	72,5	99,9	99,3
Linha Cervical	75,2	126,1	76,2	76,2	96,4	96,1

5.6 – Comparação entre os Resultados das Análises por MEF em Duas e Três Dimensões

Foram realizadas análises por MEF a partir de modelos em três dimensões (3D) e em duas dimensões (2D) para os mesmos sólidos. Quanto ao carregamento, foram analisadas as condições de carga aplicada em área de contato, variando-se apenas o local de aplicação, ou seja, carga fisiológica e carga em apenas uma das cúspides (vestibular ou lingual).

Os resultados encontrados nos modelos em 3D apresentam uma melhor visualização das regiões internas e externas de cada uma das partes constituintes da restauração, podendo ser vista a região de interface, mostrando em detalhes as variações de tensões por toda a estrutura, individualmente.

Segundo ROMEED *et al.* (2006) as análises em duas dimensões sofrem algumas limitações principalmente nas investigações do comportamento mecânico de estruturas complexas, com formas irregulares, materiais diferentes, contendo interfaces e camadas finas. No entanto, estes autores consideram que as análises em 3D apresentam limitações devido às dificuldades da modelagem sendo um desafio gerar modelos com boa qualidade de malha. A malha se torna um problema já que os resultados são sensíveis quanto a razão de aspecto dos elementos e da densidade da malha.

ROMEED *et al.* (2006) afirmam que as vantagens das análises em 3D devem ser avaliadas comparativamente frente às dificuldades na modelagem dos sólidos e preparo desses modelos para a geração da malha. A maioria das análises na área de Odontologia é feita em duas dimensões, pois as análises 3D são consideradas muito mais demoradas e complicadas.

Devido às dificuldades da modelagem muitos parâmetros não são introduzidos nos modelos 3D, como a anisotropia dos materiais, defeitos ou porosidades, os quais influenciam os resultados relacionados ao comportamento mecânico dos materiais. Este procedimento pode, portanto, reduzir a confiabilidade dos resultados e distanciar os resultados da situação clínica, limitando a relevância dessas análises. Nos modelos 2D, por serem mais facilmente executados e por apresentarem tempo computacional baixo, é mais fácil avaliar o efeito de vários parâmetros, individualmente ou em conjunto.

De acordo com os resultados obtidos no presente trabalho, os valores e a distribuição de tensões nos modelos analisados apresentaram resultados ligeiramente
diferentes nas análises 2D como 3D, o que não está de acordo com os resultados encontrados por ROMEED *et al.* (2006).

Neste trabalho, a distribuição de tensões nos modelos de preparo correto e carga fisiológica apresentaram uma distribuição de tensões semelhante, quando comparados os sistemas 2D e 3D, como pode ser observado nas Figuras 95 e 96. As regiões de aplicação da carga apresentaram os maiores valores de tensões de compressão e os maiores valores de tração foram encontrados na região do sulco principal e na interface metal/cimento. No entanto, não foi encontrada uma região de tensão de tração mais alta na porção vestibular da porcelana no modelo 3D como observado no modelo 2D. No modelo 3D a região cervical apresentou regiões de maior concentração de tensões comparado com o 2D, inclusive na região cervical da infra-estrutura metálica. Este fato provavelmente está relacionado com as condições de contorno de cada modelo. No modelo 3D inicialmente foi realizada a modelagem das estruturas de suporte, ou seja, ligamento periodontal, osso compacto e esponjoso. No entanto, devido às dificuldades de realização da análise impostas pelo equipamento (limitações do computador quanto ao processador e outros requisitos de "hardware", limitações estas apontadas pelo próprio programa de elementos finitos em relatório gerado durante a tentativa de realização das análises), optou-se pela eliminação destas estruturas e foram limitados os movimentos na região radicular da dentina, aproximadamente onde deveriam estar localizadas estas estruturas de suporte, procedimento adotados em outras análises por MEF presentes na literatura (AYKUL et al., 2002, DE JAGER et al., 2005, TOPARLI et al, 2003). Portanto, a região cervical ficou sendo a região de fulcro. Este fato não acontece no modelo 2D, pois o engaste, neste caso, foi feito na base do modelo.



Figura 95: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga fisiológica no modelo 2D, Preparo Correto.



Figura 96: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga fisiológica no modelo 3D, Preparo Correto.

Comparando os modelos 2D e 3D com preparo correto com aplicação da carga na cúspide lingual verifica-se que existe uma alta concentração de tensões na região vestibular da infra-estrutura metálica e na dentina, bem como na região do sulco principal, tanto nas análises 2D quanto na 3D. No entanto, os valores de tensões máximas no modelo 3D são mais altos. Na análise 2D também pode ser observada uma concentração de tensões na interface metal/cimento da cúspide lingual. Na análise 3D houve também uma tendência a valores mais altos nesta região (Figuras 97 e 98).



Figura 97: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga lingual no modelo 2D, Preparo Correto.



Figura 98: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga lingual no modelo 3D, Preparo Correto.

Assim como nas análises anteriores, os valores máximos de tensões de tração e compressão no modelo 3D foram mais altos do que os valores encontrados no modelo 2D. A aplicação de cargas somente na cúspide vestibular apresentou resultados diferentes entre as análises 2D e 3D. Na análise 3D as tensões de tração ficaram distribuídas por toda a infra-estrutura metálica e nas regiões vestibular e oclusal da porcelana. Na dentina, estes valores mais altos de tração ficaram distribuídos por toda a região cervical, com valores mais altos na região lingual. Na análise 2D as tensões de tração setibular da porcelana e na interface metal/cimento (Figuras 99 e 100).



Figura 99: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga vestibular no modelo 2D, Preparo Correto.



Figura 100: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga vestibular no modelo 3D, Preparo Correto.

O modelo com preparo incorreto compensando no metal com aplicação de carga fisiológica apresentou uma concentração de tensões de tração nas regiões de sulco principal e na região próximo ao sulco principal da infra-estrutura metálica tanto no modelo 3D quanto no 2D. Na região cervical verifica-se um pequeno aumento de tensões de tração na porção vestibular. No entanto, no modelo 2D apareceu na região vestibular da porcelana um aumento de tensões que não foi verificado no modelo 3D (Figuras 101 e 102).



Figura 101: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga fisiológica no modelo 2D, Preparo Incorreto Compensando no Metal.



Figura 102: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga fisiológica no modelo 3D, Preparo Incorreto Compensando no Metal.

Analisando-se o modelo com preparo incorreto compensado no metal com aplicação da carga na cúspide lingual, foi verificado que existe uma alta concentração de tensões na região cervical vestibular, tanto nas análises 2D quanto na 3D. A partir das escalas de cores associadas aos valores de tensões máximas, os modelos 3D apresentaram nesta região cervical valores mais altos. No entanto, nas análises 2D a área cinza também foi encontrada na interface metal/cimento da cúspide vestibular. Nas análises 3D houve também uma tendência a valores mais altos nesta região, mas não tanto quanto nas análises 2D (Figuras 103 e 104).



Figura 103: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga lingual no modelo 2D, Preparo Incorreto Compensando no Metal.



Figura 104: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga lingual no modelo 3D, Preparo Incorreto Compensando no Metal.

A aplicação de cargas somente na cúspide vestibular do modelo com preparo incorreto compensado no metal apresentou resultados muito diferentes entre as análises 2D e 3D. Na análise 3D a única região que apresentou concentração de tensões de tração foi na região cervical lingual, mesmo assim com baixos valores. As outras áreas da restauração apresentaram distribuição bastante uniforme. No modelo 2D além da região cervical vestibular, foram encontradas regiões de tensões de tração mais altas na região vestibular da cerâmica, na infra-estrutura metálica na porção cervical lingual e alguns pontos no osso compacto (Figuras 105 e 106).



Figura 105: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga vestibular no modelo 2D, Preparo Incorreto Compensando no Metal.



Figura 106: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga vestibular no modelo 3D, Preparo Incorreto Compensando no Metal.

No modelo com preparo incorreto sem compensar no metal para a aplicação de carga fisiológica os resultados foram muito semelhantes entre as análises 2D e 3D. As tensões de tração máximas ficaram localizadas na região do sulco principal, nas regiões oclusal e cervical vestibular da infra-estrutura metálica. No modelo 3D também foi possível encontrar área de concentração de tensões na região cervical lingual, não encontrada na análise 2D (Figuras 107 e 108).



Figura 107: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga fisiológica no modelo 2D, Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.



Figura 108: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga fisiológica no modelo 3D, Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.

A aplicação de carga apenas na cúspide lingual apresentou os mesmos resultados nas análises 2D e 3D. As tensões máximas de tração ficaram localizadas na região do sulco principal, nas regiões cervical e vestibular do modelo (Figuras 109 e 110).



Figura 109: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga lingual no modelo 2D, Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.



Figura 110: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga lingual no modelo 3D, Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.

A aplicação de carga apenas na cúspide vestibular também apresentaram os resultados muito parecidos nas análises 2D e 3D. As tensões máximas de tração ficaram localizadas na região cervical e lingual do modelo. Na análise 2D também pode ser vista tensões de tração mais altas na região vestibular da porcelana (Figuras 111 e 112).



Figura 111: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga vestibular no modelo 2D, Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.



Figura 112: Distribuição das tensões máximas (em MPa) encontrada com aplicação de carga vestibular no modelo 3D, Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.

Considerando-se os valores máximos de tensões de tração de cada modelo verifica-se que para o modelo com preparo correto todos os valores de tensões foram maiores nos modelos 2D quando comparados com o modelo 3D, com exceção dos valores associados com a linha de referência cervical para o caso da carga aplicada apenas na cúspide vestibular. As Tabela 11, 12 e 13 apresentam os valores máximos de tensões de tração encontrados para cada modelo (2D e 3D), em cada linha de referência (cerâmica, cervical, interface e terço-médio), de acordo com a carga aplicada, ou seja, foi selecionado um ponto na linha de referência onde o valor de tração era mais alto e foi colocado na tabela. Além disso, neste ponto, por exemplo, que apresentou valor mais

alto na aplicação da carga fisiológica, foram colocados também os valores de tensão encontrados neste ponto para os outros tipos de carregamento. Os valores mais altos encontrados estão sublinhados.

Analisando-se as médias dos valores de tensões máxima encontrados em cada modelo para cada tipo de carregamento, mais uma vez os maiores valores foram encontrados para o modelo 2D com exceção dos valores associados com a linha de referência cervical, para as cargas fisiológica e vestibular.

Tabela 11: Valores das Tensões Máximas (em MPa) encontradas nos modelos 2D e 3D
para os diferentes tipos de carregamento. Modelo com Preparo Correto.

	Preparo Correto 3D																	
	Cerá	ìmica			Cei	rvival			Inte	erface	;		Terço Médio					
Р	F	L	V	Р	F	L	V	F)	F	L	V	Р	F	L	V		
2,1	8,	2,7	16,	0,0	1,9	5	15,5	3,	7	17,	0,2	37,	1,0) 1,7	7 17	, 5,		
4,1	1	<u>24,</u>	10,	4,4	<u>3,8</u>	2	1,5	4,	7	9,0	<u>16,</u> 8,		1,3	2,7	7 13	, <u>1</u>		
				5,2	0,9	3,	124,						6,8	8,3	<u>3</u> 15	, 7,		
Μ	4,	7,5	4,1		1,1	1	24,2			1,5	2,5	2,5 2,6		0,6	5 1,9	1,		
	Preparo Correto 2D																	
	Cer	âmica	ı	Cervival					Interface					Terço Médio				
Р	F	L	V	Р	F	L	V	Р]	F	L	V	Р	F	L	V		
3,	115,	300	-	0,0	-	-1,9	9	3,8	8	3,	213	-	8,0	-	167	-		
3,	<u>115,</u>	299) _	7,4	2	91,7	-	5,6	9	3,	25,	<u>191</u>	9,4	<u>34,</u>	0,3	<u>129</u>		
5,	81,6	26,	173	3 7,8	0	<u>156,</u>	-											
Μ	20,1	48,	14,		-	27,8	1		2	0,	50,	13,		2,1	14,	14,		

P: Ponto; F: Carga Fisiológica; L: Carga Lingual; V: Carga Vestibular e M: Média de todos os valores de tensões máxima encontrados.

No preparo incorreto compensando no metal já não é verificada esta uniformidade de valores (Tabela 12). Os maiores valores de tensões de tração estão associados aos modelos 3D para cargas aplicadas apenas na cúspide vestibular (considerando-se a linha de referência na cerâmica), para as cargas fisiológica e vestibular (linha de referência na cervical) e carga fisiológica (linha de referência na interface). Todos os valores de tensões encontrados para a linha de referência no terço médio do modelo 3D ficaram mais baixas que no modelo 2D.

No entanto, quando se considera as médias dos valores de tensão máxima para cada linha de referência, no modelo 3D estes valores ficaram mais baixos nas linhas de referência cerâmica e interface para todos os carregamentos, e na linha de referência do terço médio para as cargas aplicadas somente na cúspide lingual ou vestibular. Nos demais casos os valores associados aos modelos 3D ficaram mais altos comparativamente aos modelos 2D.

Tabela 12: Valores das Tensões Máximas (em MPa) encontradas nos r	modelos 2D e 3D
para os diferentes tipos de carregamento. Preparo Incorreto Compensan	ndo no Metal.

	Preparo Incorreto Compensando no Metal 3D																
Cerâmica Cervival									Inte	erface		7	Terço Médio				
Р	F	L	V	Р	F	L	V	Р	F	L	V	Р	F	L	V		
2,	29,	5,	62,	0,0	0,3	27,	3,9	4,1	49,	65,	41,	1,1	1,5	50	5,		
4,	27,	<u>50</u>	14,	0,0	20,	-	126,					3,0	8,3	8,	4		
				0,3	1,2	105	21,5										
Μ	6,8	11	5,7		3,0	32,	34,6		6,5	9,3	7,5		1,2	7,	5,		
	Preparo Incorreto Compensando no Metal 2D																
	Ce	râmica	l		Cer	vival			Inter	face		Т	<u> Ferço Médio</u>				
Р	F	L	V	Р	F	L	V	Р	F	L	V	Р	F	L	V		
3,	7	200,	-	0,0	-	-1,1	<u>93</u>	4,0	44,	48,	50,	7,9	-	<u>151</u>	-		
8,	6,	0,1	<u>36,</u>	7,4	<u>3,4</u>	99,	-	6,8	7,4	<u>68,</u>	2,9	9,5	28,	0,3	9		
				7,8	0,4	<u>161</u>	1,	9,1	15,	0,0	<u>68,</u>						
Μ	1	30,1	10,		-	26,	17		15,	26,	21,		0,9	11,	1		

P: Ponto; F: Carga Fisiológica; L: Carga Lingual; V: Carga Vestibular e M: Média de todos os valores de tensões máxima encontrados.

No caso do modelo com preparo incorreto sem compensar no metal os únicos valores de tensões de tração que ficaram mais altos, no modelo 3D, foram aqueles associados com a linha de referência na cervical sob o carregamento fisiológico e vestibular, apresentando valores muito próximos daqueles associados à carga lingual (Tabela 13). Considerando-se as outras linhas de referência, os valores já foram bem diferentes, sendo menores nos modelos 3D.

Quanto aos valores médios a linha cervical apresentou valores maiores em todos os tipos de carregamento para o modelo 3D e na linha terço médio apresentou valor ligeiramente mais alto que o modelo 2D para o carregamento fisiológico.

	Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal 3D																			
Cerâmica Cervival												In	terfac	ce		Terço Médio				
Р	F	L		V	Р	P F L		V		Р	F	7 I	_	V	Р	•	F	L	V	
4,30) 2	35	5,	17,	0,3 8,4 194		48,2	2	1,3	3 14	1, 5	,9	30,	1,	1	1,7	5	3,		
4,5	3 2	47	7,	15,	4,4	1	1,	28,	57,2		5,6	5 10), <u>1</u>	8,	5,9	3,	0	<u>9,0</u>	8	4
4,7	5 2	47	7,	10,	4,4	7	',8	-8,0	<u>110,</u>	5										
Μ	6	1(),	4,5		3	,2	42,	36,3	3		5,	2 6	,4	7,2			1,0	6	5,
	Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal 2D																			
	Ce	râm	ica				Cer	vival	Interface							Т	Terço Médio			
Р	F		L	V	r	Р	F	L	V		Р	F	L	V	7	Р	F	н.	L	V
3,	107,	1	233	3,	8 0	0,0	-	-1,4	1 9	5	,5	48,	62,	48	3,	7,9	-	-	180	-
8,	3,2		0,1	<u>3</u> 4	I, 7	',5	4,5	151	_	6	,7	15,	<u>95,</u>	4,	3	9,5	22	2,	0,3	8
					7	7,8	4,2	198	3 2	9	,2	10,	0,1	65	5,					
Μ	19,5	5	42,	9,	3		0,0	31	1			16,	31,	20),		0,	,5	13,	1

Tabela 13: Valores das Tensões Máximas (em MPa) encontradas nos modelos 2D e 3D para os diferentes tipos de carregamento. Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal.

P: Ponto; F: Carga Fisiológica; L: Carga Lingual; V: Carga Vestibular e M: Média de todos os valores de tensões máxima encontrados.

As diferenças encontradas mostram que os modelos em duas e três dimensões apresentam suas limitações e que o ideal seria a utilização de ambas as análises para um maior detalhamento do comportamento biomecânico das estruturas que compõem as restaurações e os dentes de forma individual. Além disso, não se pode afirmar qual dos dois modelos será o mais adequado, já que ambos apresentam informações que estão correlacionadas com as características de falhas das restaurações. No entanto, deve ser ressaltado que o modelo 3D permite as análises das estruturas com o volume dos materiais e as suas variações geométricas, o que permite um maior detalhamento dos resultados. É possível verificar nos planos de corte 2D dos modelos 3D, que estes apresentam resultados bastante semelhantes aos resultados obtidos nos modelos 2D. No entanto, quando se observa cada estrutura individualmente, é possível visualizar alguns locais de concentração de tensões que não são encontradas na análise em 2D. Como exemplo, são apresentadas partes constituintes do modelo 3D com preparo correto submetido a carga fisiológica, nas Figura 113 a 117.



Figura 113: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na Cerâmica com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.



Figura 114: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na infra-estrutura metálica com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.



Figura 115: Distribuição das tensões máximas (em MPa) no cimento com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.



Figura 116: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na dentina, porção coronária, com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.



Figura 117: Distribuição das tensões máximas (em MPa) na porção radicular, com aplicação de carga fisiológica, Preparo Correto.

As análises por MEF a partir de modelos 2D e 3D de dentes (hígidos ou restaurados) indicam uma complexa distribuição de tensões em todas as suas estruturas, as quais estão associadas às dificuldades na elaboração desses modelos, e na correta atribuição de propriedades (elásticas, de anisotropia, dentre outras) a cada dessas estruturas. Assim, as análises do comportamento biomecânico destes sistemas, a partir das análises de modelos numéricos, devem ser validadas pelos ensaios laboratoriais e acompanhamentos clínicos.

5.7 – <u>Ensaio de Fadiga</u>

Os ensaios de fadiga foram realizados em duas etapas aplicando-se diferentes cargas em cada uma delas. A primeira etapa foi realizada com a finalidade de verificar a longevidade do sistema dente/restaurações metalo-cerâmicas durante a função normal. Por isso, foi aplicada uma carga máxima de 100N. Este valor é reconhecido na literatura como sendo o valor encontrado em adultos para a oclusão e função normal. A segunda etapa teve por objetivo alcançar a fratura sob condições de carregamento cíclico das amostras, e assim possibilitar a realização de uma análise dessa superfície de fratura, verificando-se os possíveis locais de iniciação e propagação da fratura. Por isso, o valor da carga aplicada foi de 350N. Este valor foi definido segundo a metodologia descrita no item 4.2.3 deste trabalho.

Na primeira etapa, 3 amostras com preparo correto foram submetidas a cargas aplicadas axialmente nas duas cúspides oclusais simultaneamente, simulando um contato funcional. Os valores das cargas aplicadas variaram entre 0 e 100N com freqüência de 1Hz. As amostras não fraturaram mesmo quando submetidas a dez milhões de ciclos, o que representaria uma longevidade aproximada de 10 anos para estas restaurações (WISKOTT *et al.*, 1995). Apenas uma das amostras (Amostra 8) fraturou na região cervical após o término da ciclagem (Figura 118). No entanto, este dente já apresentava várias trincas nesta região identificadas na primeira análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), antes de submetê-lo ao ensaio de fadiga, como pode ser visto na Figura 119.



Figura 118: Fotografias da amostra 8 que fraturou após 1 milhão de ciclos, na região cervical.



Figura 119: MEV da amostra 8 antes do ensaio de carregamento cíclico.

Após 5 e 10 milhões de ciclos foram feitas análises por MEV. Nas imagens obtidas, pode-se notar que na porção externa da cerâmica ocorreram alguns desprendimentos de material principalmente na região cervical, havendo também alteração de coloração (da Figura 120 a 123). Em algumas amostras foi possível identificar regiões com trincas na face oclusal, próxima ao sulco principal que poderiam causar fratura (Figura 124 e125).



Figura 120: Fotografia da região cervical da face proximal de uma das amostras. As setas identificam áreas de perda de material da porcelana.



Figura 121: Fotografia da região cervical da face lingual de uma das amostras. As setas identificam áreas de perda de material da porcelana.



Figura 122: Fotografia da porcelana de uma das amostras. Podem ser identificados vários pontos pretos referentes à perda de material da porcelana.



Figura 123: MEV da porcelana de amostra após 1 milhão de carga cíclica (350N). As setas mostram regiões de arrancamento da porcelana.



Figura 124: Face Oclusal mostrando que em todo o contorno do sulco principal ocorreu formação de trinca (Setas). A região destacada pelo retângulo em (A) representa a região de sulco principal com maior tensão de tração representada pelo retângulo em (B) no resultado em MEF.



Figura 125: Face Oclusal mostrando que ocorreu aumento da Fossa Mesial (representada na Figura anterior – 124A), relacionada aos sulcos da face oclusal (Setas).

Um resultado interessante deste trabalho está associado ao comportamento do dente sob carga cíclica. Em todas as amostras ocorreu o aparecimento ou o aumento de trincas na região radicular (Figuras 126 a 132). Nas análises por MEF em 3D, verificouse uma grande concentração de tensões na região cervical, o que não foi tão significativo nas análises em 2D. Nos resultados de carregamento monotônico realmente não ocorreu fratura dos dentes, mas sim do sistema cerâmico. Nos ensaios de carregamento cíclico, no entanto, verificam-se grandes alterações na porção radicular dos dentes, principalmente nas faces proximais (Figuras 126, 128, 130 e 131). Analisando-se os resultados de tensões máximas na dentina no modelo 3D pode ser visto que ao redor de toda a porção cervical da dentina há regiões de tensões de tração com valores altos.

TAKANO *et al.* (2003) relataram o aparecimento de cáries radiculares em 35,9% dos pacientes analisados e associaram este índice à presença de restaurações de coroas totais além da má higiene oral. A presença de restaurações também foi considerada um fator de risco para o aparecimento de cáries por ABOU-RASS (1983) e STUDERVANT (1995). RATCLIFF *et al.* (2001) após analisarem 51 pacientes, para caracterizar o tipo e incidência de trincas em dentes posteriores, concluíram que a presença de restaurações colocou os dentes com 29 vezes mais risco quanto à formação de trincas. STUDERVANT (1995) associou a presença de trincas devido ao momento de preparo dentário quando ocorrem vibrações excessivas decorrentes do corte da broca associada à pressão exercida pelo profissional através da caneta de alta rotação.

No presente trabalho os dentes submetidos aos ensaios de fadiga foram obtidos em bancos de dentes, e não há registros da idade desses dentes. RATCLIFF *et al.* (2001) encontraram em seu trabalho que a presença de trincas também está associada à idade, aumentando sua incidência com o aumento da idade. No caso da Amostra 8, a única que fraturou pode ter sido obtida de uma pessoa mais idosa. Além disso, não é possível saber o histórico do dente, ou seja, se o indivíduo apresentava algum tipo de hábito parafuncional ou uma oclusão com interferências ou contatos prematuros. RATCLIFF *et al.* (2001) verificaram na amostra analisada que as interferências oclusais foram precursoras da formação de trincas. Quando havia a presença de parafunções a possibilidade de aparecimentos de trincas aumentou mais ainda. Os autores sugeriram a realização de ajuste oclusal para evitar a propagação de trincas. Este tratamento também foi sugerido por AGAR e WELLER (1988) com a finalidade de se obter uma melhor distribuição de cargas por todos os dentes, indicando para o tratamento e prevenção da síndrome do dente trincado.

Outro problema relacionado à obtenção dos dentes para as análises "in vitro" está relacionada a hidratação deles. Nem sempre estes dentes são obtidos na própria universidade, sendo muitas vezes extraídos, mantidos sem nenhum tipo de umidade e

depois são rehidratados no banco de dentes. PAPHANGKORAKIT e OSBORN (2000) afirmaram que a resposta dos dentes frente aos ensaios mecânicos é modificada devido às alterações na permeabilidade da dentina, que aumenta com o tempo de armazenamento. KRUZIC *et al.* (2003) concluíram que a tenacidade da dentina hidratada é significativamente mais alta comparada à tenacidade da dentina desidratada, tanto para a iniciação da trinca (60%) quanto para o crescimento da trinca. Fato também relatado por KAHLER *et al.* (2003) após análise em dentina bovina.

Os dentes que são submetidos aos ensaios "in vitro" são dentes extraídos, sem vitalidade pulpar. PAPHANGKORAKIT e OSBORN (2000) afirmaram que um dente vital responde de forma diferente de um dente sem vitalidade, devido às diferenças na pressão exercida pelos fluidos da polpa dentária.

Mesmo com todas estas limitações desses ensaios, é possível afirmar que sob fadiga, na presença de umidade, há a formação de trincas nos dentes do sistema analisado e que estas crescem com o tempo de ciclagem de carga (Figura 126 a 132). Assim, existe uma grande possibilidade de que seja aumentada a penetração de bactérias causadoras de cáries e doenças endodônticas e periodontais a partir dessas trincas. Segundo ABBOTT (2004) a causa mais comum das doenças periodontais e endodônticas é a presença de bactérias no dente envolvido e afirma que o caminho mais comum para a entrada destas bactérias é a presença de cáries, trincas nos dentes, fraturas e abertura nas margens das restaurações, além de doenças periodontais e traumas dentários. Uma observação importante do trabalho realizado por ABOTT (2004) é o fato de que a detecção das trincas é extremamente difícil clinicamente, sendo 43,7% dos dentes restaurados julgados livres de qualquer sinal de perda de integridade das restaurações, cáries, trincas ou fraturas quando inicialmente examinados. Entretanto, 99,6% apresentaram pelo menos uma destas causas e 93% mais de um destas causas após a remoção das restaurações. O autor sugere a utilização da transiluminação com feixe de luz (fibra ótica) para ajudar na visualização destas trincas.



Figura 126: Amostra com Preparo Correto – Face Distal – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.



Figura 127: Amostra com Preparo Correto – Face Vestibular – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.



Figura 128: Amostra com Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal – Face Distal – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.



Figura 129: Amostra com Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal – Face Vestibular – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.



Figura 130: Amostra com Preparo Incorreto Sem Compensar no Metal – Face Mesial – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.



Figura 131: Amostra com Preparo Incorreto Compensando no Metal – Face Distal – Carga Fisiológica – Ensaio de Fadiga.



Figura 132: Amostra com Preparo Incorreto Compensando no Metal – Face Vestibular. (A) Antes do ensaio de fadiga e (B) Após 1 milhão de ciclos.

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico das restaurações de coroa total metalo-cerâmicas (CTMC) realizadas sobre o dente pré-molar superior com diferentes tipos de preparo dentário e submetido a diferentes tipos de carregamento. Foram utilizadas análises por Método dos Elementos Finitos (MEF) e ensaios laboratoriais com carga monotônica e carregamento cíclico.

Nas análises com MEF, os resultados referentes à magnitude das cargas, ou seja, com aplicação de cargas de 100 e 800 N, não apresentou diferenças na distribuição de tensões para nenhum dos modelos analisados. No entanto, os valores de tensões máximas atingidos nos modelos com cargas de 800 N ficaram bem acima dos valores encontrados para os modelos de 100 N, o que representa o maior risco de falha por fratura desta restauração.

Quanto à localização da carga, os modelos que receberam cargas fisiológicas, apresentaram uma distribuição de tensões mais uniforme comparados aos modelos com aplicações de cargas apenas na cúspide vestibular ou lingual.

A análise comparativa dos tipos de preparos dentários mostrou que os resultados encontrados para os preparos corretos apresentaram maiores valores de resistência mecânica nos ensaios "in vitro" de carregamento monotônico, sendo o tipo de preparo indicado para este tipo de restauração.

As análises por MEF em 2D e 3D apresentaram resultados ligeiramente diferentes tanto quanto ao valor como para a distribuição de tensões em cada modelo realizado, submetidos a diferentes carregamentos. Devido à limitação de cada análise devem-se, idealmente, ser realizada as duas análises para a complementação dos resultados.

No ensaio "in vitro" de fadiga as amostras não fraturaram mesmo após serem submetidas a dez milhões de ciclos. Na porção externa da cerâmica ocorreram alguns desprendimentos de substâncias principalmente na região cervical e alteração de coloração. Em algumas amostras foi possível identificar regiões com trincas na face oclusal, próxima ao sulco principal que poderiam causar fratura.

Um resultado interessante deste trabalho foi o comportamento do dente. Em todas as amostras ocorreu o aparecimento ou o aumento de trincas na região radicular. Nas análises por elementos finitos em 3D, ocorreu uma grande concentração de tensões

na região cervical, mas não sendo tão significativa nas análises em 2D. Nos resultados de carregamento monotônico realmente não ocorrem fraturas dos dentes, mas sim do sistema cerâmico. Nos ensaios de carregamento cíclico, no entanto, ocorreram grandes alterações na porção radicular dos dentes, principalmente nas faces proximais. Ao verificar o resultado de tensões máximas na dentina no modelo 3D pode ser visto que ao redor de toda a porção cervical da dentina ocorrem pontos de tensões de tração altos.

A partir dos resultados encontrados, pode ser concluído que o sistema metalocerâmico apresenta uma longevidade alta, podendo ultrapassar os 10 anos de uso se o preparo dentário for realizado de forma correta, se o ajuste da restauração for feito com distribuição das cargas nas duas cúspides simultaneamente durante o fechamento e se não apresentar nenhum tipo de contato lateral, durante os movimentos mandibulares. No caso de pacientes com hábitos parafuncionais, há a necessidade de realização de placas inter-oclusais com a finalidade de se proteger o sistema, já que os valores de tensão encontrados neste trabalho ficaram acima dos valores de resistência dos materiais que compõem esta restauração. Este trabalho apresentou um caráter descritivo de algumas metodologias que ainda precisam ser aprimoradas. Embora as restaurações de coroa total metalocerâmicas sejam muito antigas e com uma longevidade reconhecida, muitos pontos relacionados às suas falhas ainda não foram completamente esclarecidos. No entanto, com o advento da estética, os trabalhos nesta área se tornaram escassos, e o foco da pesquisa foi direcionado para as restaurações de cerâmica pura. Independente da qualidade desta restauração, elas ainda não podem ser utilizadas por grande parte da população brasileira devido ao custo e principalmente não são indicadas no caso de reabilitação oral e em pacientes com hábito parafuncional.

Após este trabalho pude perceber que muitas questões ainda existem e acredito que ao respondê-las poderemos encontrar soluções para uma restauração que apresente um ótimo comportamento mecânico e estética, podendo não ser nem a restauração de metalo-cerâmica nem de cerâmica pura.

Os principais pontos que devem ser analisados são:

 1 – Análise por fadiga do sistema metalo-cerâmico, com descrição da curva SxN de fadiga e acompanhamento de crescimento de trinca;

2 – Tenacidade à fratura do sistema;

 3 – Análise através do método de elementos finitos em 3D acrescentando as estruturas de suporte, heterogeneidade do sistema e análise de fadiga.

4 – Utilização de ligas não nobres de Co-Cr, que estão substituindo as ligas de Ni-Cr, devido sua maior biocompatibilidade.

ABU-HASSAN, M.I., ABU-HAMMAD, O.A., HARRISON, A., 1998, "Strains and tensile stress distribution in loaded disc-shaped ceramic specimens: an FEA study", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 25, n. 7 (July), pp. 490.

ABBOTT, P.V., 2004, "Assessing restored teeth with pulp and periapical diseases for the presence of cracks, caries and marginal breakdown", **Australian Dental Journal**, v. 49, n. 1 (Mar), pp. 33-39.

AGAR, J.R., WELLER, R.N., 1988, "Occlusal adjustment for initial treatment and prevention of the cracked tooth syndrome", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 60, n. 2 (Aug), pp. 145-147.

AL-DOHAN, H.M., YAMAN, P., DENNISON, J.B., *et al.*, 2004, "Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 4 (Apr), pp. 349-355.

ALMEIDA, A.F.B., BORGES, G.A.; ALMEIDA, M.A.B., *et al.*, 2004, "The influence of total recast of a Ni-Cr alloy on the bond strength of ceramic", **Journal of Applied Oral Science**, v. 12, p. 41.

ANUSAVICE, K.J., 2005, **Philips materiais dentários**. 11 ed. Rio de Janeiro, Elsevier Editora Ltda.

ANUSAVICE, K.J., HOJJATIE, B., DEHOFF, P.H., 1986, "Influence of metal thickness on stress distribution in metal-ceramic crowns", **Journal of Dental Research**, v. 65, n. 9 (Sep), pp. 1173-1178.

ANUSAVICE, K.J., ZHANG, N.Z., 1998, "Chemical durability of dicor and fluorocanasite-based glass-ceramics", **Journal of Dental Research**, v. 77, n. 7 (July), pp. 1553-1559.

^{*}Baseado na Norma NB-66 da ABNT, descrito na Norma para Elaboração Gráfica de Teses/Dissertações da COPPE/UFRJ. <u>http://www.coppe.ufrj.br/ensino/registro.htm</u>

ASH, M.M., NELSON, S., 2002, Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. 8 ed., Saunders.

AYKUL, H., TOPARLI, M., DALKIZ, M., 2002, "A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 29, n. 4 (Apr), pp. 381-386.

BADER, J.D., MARTIN, J.A., SHUGARS, D.A., 2001, "Incidence rates for complete cusp fracture", **Community Dentistry and Oral Epidemiology**, v. 29, n. 5 (Oct), pp. 346–353.

BAN, S., ANUSAVICE, K.J., 1990, "Influence of test method on failure stress of brittle dental materials", **Journal of Dental Research**, v. 69, n. 12 (Dez), pp. 1791-1799.

BARAN, G.R., 1983, "Oxidation kinetics of some Ni-Cr alloys", Journal of Dental Research, v. 62, n. 1 (Jan), pp. 51-55.

BARAN, G.R., 1984, "Oxide compounds on Ni-Cr alloys", Journal of Dental Research, v. 63, n. 11 (Nov), pp. 1332–1334.

BARSOUM, M.W., 1997, **Fundamentals of ceramics**, New York, The McGraw-Hill Companies, Inc.

BERTOLOTTI, R.L., 1983, "Perspectives in dental ceramics", In: MCLEAN, J. W., **Proceedings of the first international symposium on ceramics**, pp. 415–431, Chicago, IL, USA, Quintessence.

BERTOLOTTI, R.L., 1997, "Alloys for porcelain-fused-to-metal restorations". In: O'BRIEN, W. **Dental Materials and Their Selection**, pp. 225, Chicago, IL, USA, Quintessence Publishing Co.

CAMERON, S.M., MORRIS, J., KEESEE, S.M., *et al.*, 2006, "The effect of preparation taper on the retention of cemented cast crowns under lateral fatigue loading", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 95, n. 6 (Jun), pp. 456-461.

CATELL, M.J., CHADWICK, T.C., KNOWLES, J.C. *et al.*, 2005, "The crystallization of an aluminosilicate glass in the K₂O-Al₂O₃-SiO₂ system", **Dental Materials**, v. 21, n. 9, (Sep), pp.811-822.

CHRISTENSEN, G.J., 1993, "The cracked tooth syndrome: a pragmatic treatment approach", Journal of American Dental Association, v. 124, n. 2 (Feb), pp. 107-108.

COORNAERT, J., ADRIANS, P., DE BOEVER, J., 1984, "Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 51, n. 3 (Mar), pp. 338-342.

CRAIG, R.G., POWERS, J.M., 2004, **Materiais dentários restauradores**. 11a ed. São Paulo, Ed. Santos.

CRANDALL, S.H., DAHL, N.C., LARDNER, T.J., 1978, An introduction to the mechanics of solids. 2a ed. New York, McGraw-Hill Book Company.

CREUGERS, N., SNOEK, P., KÄYSER, A.F., 1992, "An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 68, n. 5 (Nov), pp. 724-727.

CUNHA, A.R.C.C., 2005, "Efeito do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensões em dentes pré-molares com lesão cervical de abfração". Dissertação M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

DAUSKARDT, R.H., MARSHALL, D.B., RITCHIE, R.O., 1990, "Cyclic fatigue-crack propagation in magnesia-partially-stabilized zirconia ceramics", **Journal of American Ceramic Society**, v. 73, pp. 893.

DE BACKER, H., VAN MAELE, G., DE MOOR, N., *et al.*, 2006, "An 18-year retrospective survival study of full crowns with and without posts", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 2 (Mar/Apr), pp. 136-42.

DE JAGER, N., FEILZER, A.J., DAVIDSON, C.L., 2000, "The influence of surface roughness on porcelain strength". **Dental Materials**, v. 16, n. 6 (Nov), pp. 381-388.

DEHOFF, P.H., ANUSAVICE, K.J., 2004, "Shear stress relaxation of dental ceramics determined from creep behavior", **Dental Materials**, v. 20, n. 8 (Oct), pp. 717-725.

DEHOFF, P.H., ANUSAVICE, K.J., GÖTZEN, N., 2006, "Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture", **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 1, pp. 40-48.

DEJAK, B., MLOTKOWSKI, A., ROMANOWICZ, M., 2003, "Finite element analysis of stresses in molar during clenching and mastication", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 6 (Dec), pp. 591-597.

DENRY, I.L., HOLLOWEY, J.A., ROSENTIEL, S.F., 1998, "Effect of ion exchange on the microstructure, strength and thermal expansion behavior of a leucite-reinforced porcelain", **Journal of Dental Research**, v. 77, n. 4 (Apr), pp. 583-588.

DIETER, G.E., 1988, **Mechanical metallurgy**, London, SI Metric Edition, McGraw-Hill Book Company.

EVANS, D., BARGHI, N., MALLOY, C., *et al.*, 1990, "The influence of condensation method on porosity and shade of body porcelain", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 63, n. 4 (Apr), pp. 380-389.

EWALDS, H.L., WANHILL, R.J.H., 1986, **Fracture Mechanics**, 3ed. London, Delftse V.M.

FAIRHURST, C.W., ANUSAVICE, K.J., HASHINGER, D.T., *et al.*, 1980, "Thermal expansion of dental alloys and porcelains", **Journal of Biomedical and Material Research**, v. 4, n. 4 (July), pp. 435-46.

FAIRHURST, C.W., LOCKWOOD, P.E., RINGLE, R.D., *et al.*, 1992, "The effect of glaze on porcelain strength", **Dental Materials**, v. 8, n., pp. 203-7.

FARAH, J.W., CRAIG, R.G., 1975, "Distribution of stresses in porcelain fused to metal and porcelain jacket crowns", **Journal of Dental Research**, v. 54, n. 2 (Mar), pp. 255-261.

FERNANDES NETO, A.J., PANZERI, H., NEVES, F.D., *et al.*, 2006, "Bond strength of three dental porcelains to Ni-Cr and Co-Cr-Ti alloys", **Brazilian Dental Journal**, v. 17, n. 1, pp. 24-28.

FERRARIO, V.F., SFORZA, C., ZANOTTI, G., *et al.*, 2004, "Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography", **Journal of Dentistry**, v. 32, n. 6 (Aug), pp. 451-457.

FISCHER, H., HEMELIK, M., TELLE, R., *et al.*, 2005, "Influence of annealing temperature on the strength of dental glass ceramic materials", **Dental Materials**, v. 21, n. 7 (Jul), pp. 671-677.

GLANTZ, P. O., NILNER, K., JENDERSEN, M.D., *et al.*, 2002, "Quality of fixed prosthodontics after twenty-two years", **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 60, n. 4 (Aug), pp. 213-8.

GOODACRE, J. C., BERNAL, G., RUNGCHARASSAENG, K., *et al.*, 2003, "Clinical complications in fixed prosthodontics", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 1 (Jul), p

p. 31-41.

GORMAN, C.M., HILL, R.G., 2004, "Heat-pressed ionomer glass-ceramics. Part II. Mechanical property evaluation", **Dental Materials**, v. 20, n. 3 (Mar), pp. 252-261.

GUAZZATO, M., ALBAKRY, M., RINGER, S.P., *et al.*, 2004, "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable alumina glass-infiltrated ceramics", **Dental Materials**, v. 20, n. 5 (Jun), pp. 441-448.

HANKINSON, J.A., CAPPETTA, E.G., 1994, "Five years clinical experience with a leucite-reinforced porcelain crown system", **International Journal of Periodontics** and **Restorative Dentistry**, v. 14, n. 2 (Apr), pp. 138-153.

HASSELMAN, D.P.H., FULATHY, R.M., 1966, "Proposed fracture theory of a dispersion-strengthened glass matrix", **Journal of American Ceramic Society**, v. 49, pp. 68.

HEGDAHL, T., SILNESS, J., 1977, "Preparation areas resisting displacement of artificial crowns", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 4, n.3 (Jul), pp. 201-207.

HEGEDŰS, C., DARÓCZI, L., KÖKÉNYESI, V. *et al.*, 2002, "Comparative microstructural study of the diffusion zone between NiCr alloy and different dental ceramics", **Journal of Dental Research**, v. 81, n. 5 (May), pp. 334-337.

HUANG, H.H. LIN, M.C., LEE, T.H., *et al.*, 2005, "Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 32, n. 3 (Mar), pp. 206-212.

HUANG, H.H., 2003, "Surface characterization of passive film on NiCr-based dental casting alloys", **Biomaterials**, v. 24, n. 9 (Apr), pp. 1575-1582.

HÜRZELER, M.B., KOHAL, R., FISCHER, C., *et al.*, 1995, "In vitro and in vivo evaluation of a new opaque system for metal ceramic restorations", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 8, n. 2 (Mar/Apr), pp. 142-149.

IBRAHIM, A., SERTGÖZ, A., EKICI, B., 2004, "Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 4 (Apr), pp. 319-325.

ISGRÒ, G., KLEVERLAAN, C.J., WANG, H., *et al.*, 2004, "The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations", **Dental Materials**, v. 21, n. 6 (Jun), pp. 557-564.

JANSON W.A., *et al.*, 1986, "Preparo dos dentes com finalidade protética: técnica da silhueta", Bauru, Faculdade de Odontologia, pp. 69-86.

JOHNSON, T., VAN NOORT, R., STOKES, C.W., 2006, "Surface analysis of porcelain fused to metal systems", **Dental Materials**, v. 22, n. 4 (Apr), pp. 330-337.

JONES, D.W., 1985, "Development of dental ceramics", **Dental Clinics of North America**, v. 29, n. 4 (Oct), pp. 621-644.

JØRGENSEN, K.D., 1955, "The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns", **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 13, n. 1 (Jun), pp. 35-40.

KAHLER, B., SWAIN, M.V., MOULE, A., 2003, "Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine", **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 2 (Feb), pp. 229-237.

KANG, M.S., ERCOLI, C., GALINDO, D.F., *et al.*, 2003, "Comparison of the load at failure of soldered and nonsoldered porcelain-fused-to-metal crowns", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 3 (Sept.), pp. 235-240.

KAUFMAN, E.G., COELHO, D.H., COLIN, L., 1961, "Factors influencing the retention of cemented gold castings", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 11, n. 5 (May), pp. 487-502.

KELLY, J.R., GIORDANO, R., POBER, R. *et al.*, 1990, "Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 3, n. 5 (Sept/Oct), pp. 430-440.

KELLY, J.R., TESK, J.A., SORENSEN, J.A., 1995, "Failure of all-ceramic fixed partial dentures *in vitro* and *in vivo*: analysis and modeling", **Journal of Dental Research**, v. 74, n. 6 (June), pp. 1253-1258.
KELLY, J.R., NISHIMURA, I., CAMPBELL, S.D., 1996, "Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 75, n. 1 (Jan), pp. 18-32.

KELLY, J.R., 2004, "Dental ceramics: current thinking and trends", **The Dental Clinics of North America**, v. 48, n. 2 (Apr.), pp. 513-530.

KELSEY, W.P., CAVEL, T., BLANKENAU, R.J., *et al.*, 1995, "4 year clinical study of castable ceramic crowns", **American Journal of Dentistry**, v. 8, n. 5 (Oct), pp. 259-262.

KRUZIC, J.J., NALLA, R.K., KINNEY, J.H., *et al.*, 2003, "Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration", **Biomaterials**, v. 24, n. 28 (Dec), pp. 5209-5221.

KU, C-W., PARK, S-W., YANG, H-S., 2002, "Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, n. 2 (Aug), pp. 170-175.

LANG, L.A., WANG, R-F., KANG, B., *et al.*, 2001, "Validation of fimite lement analysis in dental ceramics research", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 86, n. 6 (Dec), pp. 650-654.

LANZA, A., AVERSA, R., RENGO, S., *et al.*, 2005, "3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor", **Dental Materials**, v. 21, n. 8 (Aug), pp. 709-715.

LIN, H-Y., BOWERS, B., WOLAN, J.T., *et al.*, 2007, "Metallurgical, surface, and corrosion analysis of Ni-Cr dental casting alloys before and after porcelain firing", **Dental Materials**, doi:10.1016/j.dental.2007.06.010.

LIN, C-L., HSU, K.-W., WU, C.-H., 2005, "Multi-factorial retainer design analysis of posterior resin-bonded fixed partial dentures: a finite element study", **Journal of Dentistry**, v. 33, n. 9 (Oct), pp. 711-720.

LINDHE, J., 1999, **Tratado de periodontologia clínica e implantodontia oral**. 3ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

LLOBELL, A., NICHOLLS, J.I., KOIS, J.C., *et al.*, 1992, "Fatigue life of porcelain repair systems", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 5, n. 3 (May/Jun), pp. 205-213.

LOREY, R.E, MYERS, G.E, 1968, "The retentive qualities of bridge retainers", Journal of American Dental Association, v. 76, n. 3 (Mar), pp. 568-572.

LUTHY, H., FILSER, F., LOEFFEL, O., *et al.*, 2005, "Strength and reliability of fourunit all-ceramic posterior bridges", **Dental Materials**, v. 21, n. 10 (Oct), pp 930-937.

MACKERT, J.R., 1988, "Effects of thermally induced changes on porcelain-metal compatibility". In: PRESTON, J. D., **Perspectives in Dental Ceramics. Proceedings of the Forth International Symposium on Ceramics**, pp. 53, Chicago, IL., USA, Quintessence Publishing Co.

MACKERT, J.R., BUTTS, M.B., FAIRHURST, C.W., 1986, "The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion", **Dental Materials**, v. 2, n. 1 (Feb), pp. 32-36.

MACKERT, J.R., EVANS, A.L., 1991, "Effect of cooling rate on leucite volume fraction in dental porcelains", **Journal of Dental Research**, v. 70, n. 2 (Feb), pp. 137-139.

MACKERT, J.R., TWIGGS, S.W., EVANS, A.L., 1995, "Isothermal anneal effect on leucite content in dental porcelains", **Journal of Dental Research**, v. 74, n. 6 (Jun), pp. 1259-1265.

McNEILL, C., 1997, Science and Practice of Occlusion, Chicago, IL., USA, Quintessence Publishing Co.

MEZZOMO, E., 1994, "Reabilitação oral para o clínico", pp. 261-330, 2a ed. Chicago, Quintessence.

MICHALSKE, T.A., FREIMAN, S.W., 1982, "A molecular interpretation of stress corrosion in silica", **Nature**, v. 295, pp. 511.

MOTTA, A. B., 2000, "Avaliação *in vitro* do desajuste e da microinfiltração marginal em coroas metalocerâmicas cimentadas com três tipos de cimentos". Dissertação M.Sc., FOB/USP, São Paulo, SP, Brasil.

NEUMANN, M.D., DiSALVO, N.A., 1957, "Compression of teeth under the load of chewing", Journal of Dental Research, v. 36, n. 2 (Apr), pp. 286-290.

NIEDERMEIER, W., PROANO, F.P., ÖZCAN, M., *et al.*, 1998, "Enorale Reparaturen mit tribochemischem Verbund. **Zahnärztliche Mitteilungen**, v. 16, pp. 54 apud ÖZCAN, M., 2003, "Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, n. 3 (Mar), pp. 265-269.

NISHIGAWA, K., BANDO, E., NAKANO, M., 2001, "Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 28, n. 5 (May), pp. 485-91.

O'BRIEN, W.J., 1977, "Cohesive plateau theory of porcelain-alloy bonding". In: Yamada, H. (ed), **Dental porcelain – State of the art**, pp. 137-141, Los Angeles: University of Southern California.

ØILO, G., 1988, "Flexural strength and internal defect of some dental porcelain", Acta Odontologica Scandinavica, v.46, n. 3 (Jun), pp. 313-322.

OKESON, J.P., 2003, **Management of temporomandibular disorders and occlusion**, 5a ed. St. Louis, Mosby.

ORAM, D.A., CRUICKSHANK-BOYD, E.H., 1984, "Fracture of ceramic and metalloceramic cylinders", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 52, n. 2 (Aug), pp. 221-230.

OYAFUSO, D.K., ÖZCAN, M., BOTTINO, M.A., *et al.*, 2007, "Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks", **Dental Materials**, doi: 10.1016/j.dental.2007.06.008.

OYAR, P., ULUSOY, M., ESKITASCIOGLU, G., 2006, "Finite element nanalysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 19, n.1 (Jan/Feb), pp. 85-91.

ÖZCAN, M., 2003, "Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations", Journal of Oral Rehabilitation, v. 30, n. 3 (Mar), pp. 265-269.

PALAMARA, J.E.A., PALAMARA, D., MESSER, H.H., 2002, "Strains in the marginal ridge during occlusal loading", **Australian Dental Journal**, v. 47, n. 3, pp. 218-222.

PAPADOPOULOS, T., TSETSEKOU, A., ELIADES, G., 1999, "Effect of aluminium oxide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces." **European Journal of Prosthodontic and Restorative Dentistry**, v.7, n. 1 (Mar), pp. 15-21.

PAPHANGKORAKIT, J., OSBORN, J.W., 2000, "The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro", **Arrchives of Oral Biology**, v. 45, n. 12 (Dec), pp. 1033–1041.

POLJAK-GUBERINA, R., CATOVIC, A., JEROLIMOV, V., *et al.*, 1999, "The fatigue strength of the interface deteween Ag-Pd alloy and hydrothermal ceramic", **Dental Materials**, v. 15, n. 6 (nov), pp. 417-420.

PRESTON, J.D., 1988, Perspectives in dental ceramics. Proceedings of the fourth international symposium on ceramics, pp. 81-92, Chicago, IL, USA: Quintessence.

PROOS, K.A., SWAIN, M.V., IRONSIDE, J., *et al.*, 2002, "Finite element analysis studies of a metal-ceramic crown on a first premolar tooth", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 6 (Nov/Dez), pp. 521-527.

QUINN, J.B., QUINN, G.D., KELLY, J.R., *et al.*, 2005, "Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures", **Dental Materials**, v. 21, n. 10 (Oct), pp. 920-929.

QUINN, J.B., SUNDAR, V., LLOYD, I.K., 2003, "Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics", **Dental Materials**, v. 19, n. 7 (Nov), pp.603-611.

RAPP, R.A., 1963, "Kinetics, microstructures and mechanism of internal oxidation", **Corrosion**, v. 21, pp. 382–401.

RATCLIFF, S., BECKER, I.M., QUINN, L., 2001, "Type and incidence of cracks in posterior teeth", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 86, n. 2 (Aug), pp. 168-72.

REES, J.S., HAMMADEH, M., 2004, "Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study", **European Journal of Oral** Science, v.112, n. 4 (Aug), pp. 347-352.

REKOW, E.D., HARSONO, M., JANAL, M., *et al.*, 2006, "Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns", **Dental Materials**, v. 22, n. 2 (Feb), pp. 125-132.

RIZKALLA, A.S., JONES, D.W., 2004, "Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental materials", **Dental Materials**, v. 20, n. 2 (Feb), pp. 198-206.

ROACH, M.D., WOLAN, J.T., PARSELL, D.E., *et al.*, 2000, "Use of X-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing", **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 84, n. 6 (Dec), pp. 623-34.

ROMEED, S.A., FOK, S.L., WILSON, N.H.F., 2006, "A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 33, n. 3 (Mar), pp. 209-15.

ROSEN H., 1982, "Cracked tooth syndrome", **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 47, n. 1 (Jan), pp. 36-43.

ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J., 1988, "Contemporary fixed prosthodontics", 1 ed., St. Louis, Mosby.

SAITO, T., 1999, "**Preparos dentais funcionais em prótese fixa**", 2^a ed., Chicago, IL, USA: Quintessence.

SETCOS, J.C., BABAEI-MAHANI, A., SILVIO, L.D., *et al.*, 2006, The safety of nickel containing dental alloys", **Dental Materials**, v. 22, n. 12 (Dec), pp. 1163-1168.

SHERILL, C.A., O'BREIN, W.J., 1974, "Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain", Journal of Dental Research, v. 53, n. 3 (May), pp. 683-90.

SCHERRER, S.S., QUINN, J.B., QUINN, G.D., *et al.*, 2006, "Failure analysis, of ceramic clinical cases using qualitative fractography", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 2 (Mar/Apr), pp. 185-192.

SHILLINBURG, H.T., HOBO, S., WHITSETT, L.D., 1988, **Fundamentos de prótese fixa**, Rio de Janeiro, Livraria Editora Santos.

SMITH, T.B., KELLY, J.R., TESK, J.A., 1994, "In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations", **Journal of Prosthodontics**, v. 3, n. 3 (Sep), pp. 138-144.

SMYD, E.D., 1952, "Dental engineering applied to inlay and fixed bridge fabrication", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 2, n. 4 (Jul), pp. 563-542.

STRUB, J.R., STIFFLER, S., SCHÄRER, P., 1988, "Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors", **Quintessence International**, v. 19, n. 3 (Mar), pp. 215-222.

SUANSUWAN, N., SWAIN, M.V., 2001, "Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 28, n. 2 (Feb), pp. 133-139.

SUANSUWAN, N., SWAIN, M.V., 2003, "Adhesion of porcelain to titanium and a titanium alloy", **Journal of Dentistry**, v. 31, n. 7 (Sep), pp. 509-518.

SCHWEITZER, D.M., GOLDSTEIN, G.R., RICCI, J.L., *et al.*, 2005, "Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal", **Journal of Prosthodontics**, v. 14, n. 4 (Dec), pp. 239-247.

TAKANO, N., ANDO, Y., YOSHIHARA, A, *et al.*, 2003, "Factors associated with root caries incidence in a elderly population", **Community Dental Health**, v. 20, n. 4 (Dec), pp. 217-22.

THOMPSON, J.Y., ANUSAVICE, K.J., NAMAN, A., *et al.*, 1994, "Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns", **Journal of Dental Researsh**, v. 73, n. 12, (Dec), pp. 1824-1832.

THOMPSON, J.Y., STONER, B.R., PIASCIK, J.R., 2007, "Ceramics for restorative dentistry: critical aspects for fracture and fatigue resistance", **Materials Science and Engineering C**, v. 27, pp. 565-569.

TOPARLI, M., AYKUL, H., AKSOY, T., 2002, "Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 29, n. 11 (Nov), pp. 1108-1114.

TOPARLI, M., AYKUL, H., SASAKI, S., 2003, "Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method", **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, n. 1 (Jan), pp. 99-105. TUCCILLO, J.J., CASCONE, P.J., 1983, "Perspectives in dental ceramics. In: MCLEAN, J.W., **Proceedings of the first international symposium on ceramics**, pp. 366-70, Chicago, IL, USA, Quintessence.

TURP, J.C., GOBETTI, J.P., 1996, "The cracked tooth syndrome: an elusive diagnosis", **Journal of American Dental Association**, v. 127, n. 10 (Oct), pp. 1502-1507.

ULUSOY, M., TOKSAVUL, S., 2002, "Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 6 (Nov/Dez), pp. 571-574.

WAGNER, W.C., ASGAR, K., BIGELOW, W.C., *et al.*, 1993, "Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding", **Journal of Biomaterial and Materials Research**, v. 27, n. 4 (Apr), pp. 531-537.

WATAHA, J.C., 2002, "Alloys for prosthodontic restorations", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 87,n. 4 (Apr), pp. 351-363.

WHITE, S.N., ZHAO, X.Y., YU, Z., *et al.*, 1995, "Cyclic mechanical fatigue of feldspathic dental porcelain", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 8, n. 5 (Set/Out), pp. 413-420.

WIDERHORN, S.M., 1968, "Moisture assisted crack growth in ceramics", International Journal of Fracture Mechanics, v. 4, pp. 171.

WIDERHORN, S.M., 1974, "Subcritical crack growth in ceramics" In: BRADT, D. C., HASSELMAN, D.P.H., LANGE, F.F., **Fracture Mechanics of Ceramics**, Vol. 2, pp. 613. New York, USA, Plenum Press.

WSIKOTT, H.W.A., NICHOLLS, J.I., BELSER, U.C., 1995, "Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications", **The International Journal of Prosthodontics**, v. 8, n. 2 (Mar/Apr), pp. 105-116.

166

WU, Y., MOSER, J.B., JAMESON, L. M., *et al.*, 1991, "The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys", **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 66, n. 4 (Oct), pp. 439-444.

YAMAMOTO, M., 1989, Metal Ceramics, Principles and Methods of Makoto Yamamoto, pp. 447, Chicago, IL, USA, Quintessence Publishing Co.

YI, Y.J., KELLY, J.R., 2007, "Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses", Dental Materials, doi:10.1016/j.dental.2007.06.017.

http://www.vita-zahnfabrik.com/

http://www.gustavoferreira.com.br/

http://www.simulia.com/

ANEXOS

ANEXO 1

CONFECÇÃO DAS COROAS TOTAIS METALOCERÂMICAS

Após o preparo dentário, moldagem e obtenção dos modelos de cada corpo de prova, estes foram enviados ao laboratório de prótese dentária ODONTOLAB, sendo todas as etapas de confecção descritas a seguir e orientadas pelo responsável técnico Gustavo Ferreira.

FASE 1 – Delimitação da Margem Cervical com grafite de cera para que não ocorra interferência na fundição da liga metálica.



FASE 2 – Aplicação de espaçador de troquel (Dura-Fit, nº 1955-0100, Vbf: AI, Renfert GmbH, D-78247, Hilzijngen, Alemanha). O espaçdor de troquel tem a finalidade de promover espaço entre a restauração e o dente preparado que deve ser preenchido pelo cimento dentário. Este procedimento auxilia na adaptação marginal da coroa total metalocerâmica (MOTTA, 2000).





FASE 3 – Aplicação de endurecedor de gesso na região cervical do troquel (Die Hardner – YETI Dentalprodukte GmbH, Industriestrasse 3, D-78234, Engen, Alemanha).



FASE 4 – Aplicar desmoldante (isolante) de gesso para possibilitar a remoção do enceramento (Manufaturado – Glicerina, álcool isopropílico e perfume) e imersão do gesso em cera especial (Picodip, no 482-0000, Renfert GmbH, D-78247, Hilzijngen, Alemanha) para copiar o preparo. Esta cera apresenta maior dureza.



FASE 6 – Enceramento da infra-estrutura com cera oclusal (Okklusalwachs, Referência n^{0} 40118, Lote 058, Bego, Alemanha).





FASE 7 – Remoção da cera copiadora do preparo e verificar a espessura da cera 0,5mm.



FASE 8 – Aplicação da cera de bordo (n $^{\circ}$ 489-1000, Renfert GmbH, D-78247, Hilzijngen, Alemanha) para aumentar a espessura cervical para que não ocorram alterações na fundição da liga metálica.



FASE 9 - Adaptação do canal de alimentação e batoque na cera. O canal de alimentação deve ser recortado a 3,0mm de distância da sua região mais espessa e ser posicionado na cúspide lingual a 45 graus com o longo eixo do dente. O batoque de cera deve ser posicionado próximo à região cervical.



FASE 10 – Pesagem do conjunto enceramento, canal de alimentação e batoque em balança digital de alta precisão (Tanita, Modelo 1477), para referência da quantidade de liga metálica para a fundição. O peso total foi de 0,3g.



FASE 11 – Adaptação do conjunto no cadinho e anel de silicone. O canal de alimentação deve ser posicionado no centro do anel e o conjunto deve ficar ligeiramente inclinado e 0,8mm abaixo do limite do anel de silicone.





FASE 12 – Aplicação de spray de anti-bolhas (Silicon-Ewachs-Entspanner) no conjunto.

FASE 13 – Preparo do revestimento para incluir o conjunto no anel. O pó do revestimento (Bellavest®SH, nº 05620, Wilhelm-Herbst-Strabe1, D-28359, Bremen, Alemanha) deve ser pesado de acordo com a quantidade necessária para o preenchimento do anel. No caso, 70g. Depois fazer o preparo do líquido que será adicionado ao revestimento, ou seja, misturar 150ml de água destilada com 350ml do líquido do revestimento (BegoSol®HE, Bellavest T-SH, Bego Bremer Goldschalagerei GmbH & Co, Bremer, Alemanha). Depois, de acordo com a tabela indicada pelo fabricante, adicionar a quantidade de líquido correspondente à quantidade do pó de revestimento.







FASE 14 – Eliminação de cera: Programação do forno de acordo com o tempo de trabalho, ou seja, no caso foi feita uma programação para a noite toda. Programa:

Temperatura	Tempo
30°C	240 min
270°C	60 min
900°C	1060 min

FASE 15 – Fundição da liga metálica, ou seja, do Wiron® 99. Posiciona a quantidade de metal no cadinho, depois aquece até que alcance a temperatura de fusão através do maçarico, remove-se o cadinho após a eliminação da cera, direto do forno para a centrífuga onde está posicionado o metal fundido e então se libera a centrífuga.



FASE 16 – Resfriamento até temperatura ambiente.

FASE 17 - Remoção grosseira do revestimento com martelo e tesoura especial.





FASE 18 – Remoção do excesso de revestimento através de jateamento de mistura de micro-esferas de vidro (50µm) e óxido de alumínio (250µm) a 4 bar de pressão.



FASE 19 - Remoção do Sprue, com disco de carburundum.



FASE 20 – Adaptação no modelo de gesso. Com utilização de um líquido corante são evidenciadas as regiões que não estão permitindo a adaptação da restauração. É feita a remoção destas irregularidades utilizando-se brocas específicas.





FASE 21 – Finalização do Metal, deixando-o com 0,5mm de espessura.



FASE 22 – Tratamento da liga para aplicação da porcelana. Inicialmente aplica-se um jato de óxido de alumínio a 4 bar de pressão. Depois lavar com vapor de água mineral. Secagem.

FASE 23 - Aplicação de "Wash" (opaco fluido para a primeira adesão ao metal). É utilizado um pó para cada tipo de liga Ni-Cr (A) ou Co-Cr (B), sendo o mesmo fluido.







Por 2 minutos

FASE 25 - Lavagem do "Wash" com vapor de água mineral.



FASE 26 - Aplicação de Opaco.



FASE 27 - Queima do opaco, Forno Phoenix Quick Cool, Ceramco.

Forno aberto 600°C – pré-aquecimento, e o forno vai fechando durante 2 minutos.

Forno fechado – aumento da temperatura durante 3 minutos até atingir 945°C.

Forno fechado – permanece a 945°C por um minuto.

Forno vai abrindo por 3 minutos e atingindo a temperatura de 600°C.





FASE 28 - Aplicação de dentina opaca



FASE 29 - Queima da dentina opaca, Forno Phoenix Quick Cool, Ceramco.

Forno aberto 600°C – secagem durante 5 minutos.

Forno aberto 600°C – pré-aquecimento, e o forno vai fechando durante 2 minutos.

Forno fechado – aumento da temperatura durante 6 minutos até atingir 945°C.

Forno fechado – permanece a 945°C por um minuto.

Forno vai abrindo por 6 minutos e atingindo a temperatura de 600°C.



FASE 30 - Aplicação da cerâmica de dentina e transparente sofre uma queima igual à anterior e depois se aplica as porcelanas incisal e window e sofre outra queima, igual à anterior.





FASE 31 - Acabamento com brocas diamantadas para a realização de textura, sulcos e polimento. Realiza-se pintura com stain (pó cerâmico e líquido do glaze). Aplicar o glaze e depois, queima.

Forno aberto 600°C – pré-aquecimento, e o forno vai fechando durante 3 minutos.

Forno fechado – aumento da temperatura durante 1 minutos até atingir 945°C.

Forno fechado – permanece a 945°C por um minuto.

Forno vai abrindo por 2 minutos e atingindo a temperatura de 600°C.



OBS: Todos os pós cerâmicos e líquidos são da empresa Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha.

ANEXO 2



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO Hospital Universitário Clementino Fraga Filho Faculdade de Medicina Comitê de Ética em Pesquisa - CEP

Coordinateshar: Luiz Carlos Duarte de Miranda Mático-Prof Adjunto Securito: Mirio Teixeira Antonio Famaciatico-Especialista Maniaus Finderes: Alix Halan Data Visine Mako- Prof Adamo Antonio de Magaliñas Marinho Futurnaro-Mestre Bariz Moritz Trope Mato - Duianti Benniz Rocha Miranda Vanni Cubnickigo-Prof. Substituto Eduardo korge Bastos Câtes Mideo-Prof. Assistante Eliza Region Ambrosio Assistante Social - Mestre Luiz Bonlim Pereira da Curita Medico-Especialista Maria de Fálama Gastavo Lops Representante dos Usatinos Paulo Fajó Barroso Maleo-Prof. Aduno Recingo Teixeira Sanos Aluno de Gradução -FM Zuma Rochigues da Salva Professora Membros Suptemes Albaro Krayyam Arbex Madico - Doutorando Akvande Carvalho Aluno de Graduação - FM David Savignon Marino Famoinio-Especialista Hista Warzynky Representante dos Usatelios 🗍 Lucia da Conceção de Araújo Marques Enlameiro - Mestre X Maria Addaide Moreira dos Sartos Nusicionista - Mestre Maio Ferrundo Petrhold Engenhiro-Dasor Citardo Nunes Coserea Societyp-Douar Roberto Edinuo dos Santos Málico - Badarel de Dinato Roberto Coury Pedrosa Mako-Dutor Varia Dies de Oliveira

CEP - MEMO - nº 657/05

Rio de Janeiro, 08 de agosto de 2005.

Do: Coordenador do CEP

A (o): Sr. (a) Pesquisador (a): Dra. Andréa Barreira Motta.

Assunto: Parecer sobre projeto de pesquisa.

Sr. (a) Pesquisador (a),

Informo a V. Sa que o CEP constituído nos Termos da Resolução n. ° 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e, devidamente registrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, recebeu, analisou e emitiu parecer sobre a documentação referente ao protocolo e seu respectivo Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme abaixo discriminado:

Protocolo de Pesquisa: 105/05 - CEP

Título: "Análise da tenacidade à fratura em coroa total metalocerâmica por métodos de elementos finitos e ensaios "In Vitro" sob carregamento cíclico".

Pesquisador (a) responsável: Dra. Andréa Barreira Motta.

Data de apreciação do parecer: 28/07/2005

Parecer: "APROVADO"

Informo ainda, que V. Sa. deverá apresentar relatório semestral, previsto para 28/01/06, anual e/ou relatório final para este Comitê acompanhar o desenvolvimento do projeto. (item VII. 13.d., da Resolução n. ° 196/96 - CNS/MS).

Atenciosamente,

Prof. Luiz Carlos Duarte de Miranda Coordenador do CEP

ANEXO 3

QUESTIONÁRIO PARA OBTENÇÃO DE DADOS PARA ELABORAÇÃO DE TESE

1 - Confecção do preparo dentário para coroas metalo-cerâmicas unitárias.

a) Tipo de Término:

() Chanfro	() Ombro	() Outro. Qual?
b) Broca utilizada	no término cervical:	
Marca Comercial	:	Número:
c) Você faz acaba	mento no preparo?	
() Não	() Sim	Como?

d) Você costuma realizar o formato da região do sulco principal, seguindo a inclinação das cúspides?

() Não () Sim

2 - Qual o material que você utiliza para a moldagem de uma coroa total unitária?

() Alginato (Hidrocolóide Irreversível). Qual?

() Silicone por adição. Qual?

() Silicone por condensação. Qual?

() Coping com material. Qual?

3 – Após o envio do trabalho, você costuma escolher o tipo de liga metálica?

() Não (vá até a pergunta 5) () Sim (vá até a pergunta 4)

4 – Se respondeu sim na pergunta anterior, qual o critério que você utiliza para a seleção da liga metálica (pode marcar mais de um item, numerando a ordem de escolha)?

() Preço

() Resistência

() Facilidade de Manipulação

() Facilidade de adquirir frente à empresa fornecedora

() Cor

() Composição química da liga

5 – Se respondeu não na pergunta 3. Você costuma se informar sobre a liga que o protético está utilizando?

() Não (confio no protético) () Sim

6 – Você costuma medir a infra-estrutura na hora da prova?

() Não () Sim

7 – Caso não ocorra o assentamento (adaptação marginal) da infra-estrutura, como você realiza o ajuste interno?

8 - Você sabe qual o tipo de cerâmica utilizada nas coroas metalo-cerâmicas unitárias?

9 – Quando recebe a coroa metalo-cerâmica unitária você ajusta:

() Antes da cimentação

- () Depois da cimentação
- () Antes e depois da cimentação

10 – Caso haja a remoção da camada de "glaze" da cerâmica você realiza algum tipo de acabamento?

() Não () Sim. Qual?_____

11 – Qual o cimento que você utiliza para a cimentação de coroas totais metalocerâmicas?

Resultado do Questionário

Foram aplicados 25 questionários para dentistas do Rio de Janeiro, São Paulo, Rio Grande do Sul, Minas Gerais e Salvador.

Questão 1

a) 96% Chanfro e 4% Ombro

b)Marca Comercial: 40% KG Sorensen, 20% Komet, 8% Honco e 4% IntensiveNúmero: Apenas 32% dos entrevistados sabiam o número da broca e variou a numeração de acordo com as marcas.

c) 64% Sim, 36% Não. 36% utilizam brocas multilaminadas, 20% realizam acabamento manual, 8% utilizam a mesma broca do preparo sendo que em baixa rotação, 8% utilizam a mesma broca do preparo dentário sendo que com uma granulação mais fina e 4% utilizam brocas diamantadas gastas.

Item d) 84% Sim e 12% Não.

Questão 2

Alginato (Hidrocolóide Irreversível). Qual? Nenhum

Silicone por adição. Qual? 32%, Empress 3M, President, Exaflex GC, Aquasil e Elite Silicone por condensação. Qual? 24%, Silon, Coltex, Speedex, Optosil Coping com material. Qual? 52%, junto com Permlastic, Mercaptana, Impregum ou silicone por adição.

Questão 3 40% Não e 60% Sim

Questão 4

36% Preço, 16% Composição química da liga, 12% Resistência, 8% Facilidade de adquirir frente à empresa fornecedora, 4% Facilidade de Manipulação, 4% Cor

Questão 5 32% Não e 12% Sim.

Questão 6 84% Sim e 16% Não.

Questão 7

12% Devolve e 80% ajusta colocando silicone (base leve), carbono líquido ou liquid paper e depois desgasta com brocas diamantadas. 4% não respondeu.

Questão 8

40% Não e 60% responderam que sim, no entanto, apenas 24% responderam que era uma porcelana feldspática. O restante citou o nome comercial da porcelana.

Questão 9

72% Antes da cimentação28% Antes e depois da cimentação0% Depois da cimentação

Questão 10

16% Não e 84% Sim, sendo 76% realizado com borrachas, 4% com broca carbide e 4% com pedras próprias de porcelana.

Questão 11 60% Fosfato de Zinco 31,5% Ionômero de Vidro 8,5% Resina





DADOS DAS MOLAS UTILIZADAS NO ENSAIO DE FADIGA

Gráfico Carga (N) x Deslocamento (mm) da Mola 1.



Gráfico Carga (N) x Deslocamento (mm) da Mola 2.



Gráfico Carga (N) x Deslocamento (mm) da Mola 3.



Gráfico Carga (N) x Deslocamento (mm) da Mola 4.

ANEXO 5

PRODUÇÃO CIENTÍFICA

Apresentação Oral:

- ✓ MOTTA, AB; PEREIRA, LC; CUNHA, ARCC; SILVA, FR. Análise da distribuição de tensões em coroas metalocerâmicas Método de Elementos Finitos 2D. Anais do 16º Conclave Internacional de Campinas, 16-19 Maio 2005, Campinas, S.P.
- ✓ MOTTA, AB; PEREIRA, LC; CUNHA, ARCC. Utilização do MEF para análises de tensões na Odontologia. Terceira Reunión Latinoamericana de Usuários de ABAQUS; 14-15 de Novembro de 2005, B. Aires, Argentina.
- ✓ MOTTA, AB. MEF 2D e 3D, ensaios "in vitro"sob carregamento cíclico e análise fractográfica por MEV de coroa total metalocerâmica". Anais do PAINEL PEMM 2005. 12 de Dezembro de 2005.
- ✓ MOTTA, AB; PEREIRA, LC; CUNHA, ARCC. Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth. Proceedinsgs of 2006 ABAQUS Users' Conference, p.329-343; 23-25 May 2006, Boston, USA.
- ✓ MOTTA, AB. Análise por elementos finitos em modelos 2D e 3D em dentes sadios e restaurados. Curso de Especialização em Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia, UFRJ, Rio de Janeiro. 05 de Junho de 2006.
- ✓ MOTTA, AB. All-ceramic and porcelain fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. IV Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais COLAOB 2006, Caxambu, MG, 08 a 11 de Agosto de 2006.
- ✓ MOTTA, AB, PEREIRA, LC, CUNHA, ARCC. Distribuição de tensões em coroas totais metalo-cerâmicas: análise pelo método de elementos finitos utilizando

diferentes tipos de carregamentos. IX Encontro de Modelagem Computacional, 15 a 17 de Novembro de 2006, CEFET-MG-IPRF/UERJ, Belo Horizonte, MG.

✓ MOTTA, AB, PEREIRA, LC, CUNHA, ARCC, BRAGA, AO, SADER, MS. Fatigue in teeth restored with metal-ceramic full crowns: analysis by scanning electron microscopy. XXI Congresso da Sociedade Brasileira de Microscopia e Microanálise. 26 a 29 de Agosto de 2007, Búzios, RJ.

Apresentação tipo Painel:

- ✓ MOTTA, AB; PEREIRA, LC; CUNHA, ARCC; SILVA, FR; GUZELA, LR. 2D finite element analysis of porcelain-fused-to-metal crowns. First International Conference on Mechanics of Biomaterials & Tissues; aceito para apresentação (pôster) neste Congresso, Havaí, 11-15 Dezembro 2005, Hawai, USA.
- ✓ MOTTA, AB, CUNHA, ARCC, PEREIRA, LC. Influence of load and restoration on abfraction lesions (3D FEA). Annual Meeting of the Academy of Dental Materials. 23 a 25 de Outubro de 2006. São Paulo, SP.
- ✓ MOTTA, AB. Análise do comportamento mecânico de dentes pré-molares restaurados com coroas totais metalo-cerâmica através do método de elementos finitos em duas e três Dimensões (2D e 3D), ensaios "in vitro" sob carregamento cíclico e monotônico. 14 e 15 de Junho de 2007. PEMM/COPPE/UFRJ.

Trabalhos desenvolvidos com outros autores:

- ✓ CUNHA, ARCC; MOTTA, AB; PEREIRA, LC; SILVA, FR. Lesões cervicais de abfração através do método de elementos finitos. Anais do 160 Conclave Internacional de Campinas, 16-19 Maio 2005, Campinas, S.P.
- ✓ SILVA, FR; MOTTA, AB; CUNHA, ARCC; GUZELA, LR; PEREIRA, LC. Integridade da interface de restauração dentária adesiva: estudo in vitro, SBPqO, Braz Oral Res, v.19, suppl., pg.136, 2005
- ✓ SILVA, FR; PEREIRA, LC; MOTTA, AB; GUZELA, L.R. Fracture toughness at human tooth/composite adhesive interface: an in vitro study. First International

Conference on Mechanics of Biomaterials & Tissues; Aceito para apresentação oral neste Congresso, Havaí, 11-15 Dezembro 2005, Hawai, USA.

Participação em Congressos:

- ✓ 16° Conclave Internacional de Campinas, 16-19 Maio 2005, Campinas, S.P.
- ✓ Terceira Reunión Latinoamericana de Usuários de ABAQUS; 14-15 de Novembro de 2005, B. Aires, Argentina.
- ✓ PAINEL PEMM 2005, 12 de Dezembro de 2005, PEMM/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ.
- ✓ ABAQUS Users' Conference, p.329-343; 23-25 May 2006, Boston, USA.
- ✓ IV Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais COLAOB 2006, Caxambu, Minas Gerais, 08 a 11 de Agosto de 2006.
- ✓ Annual Meeting of the Academy of Dental Materials. 23 a 25 de Outubro de 2006.
 São Paulo, SP.
- ✓ PAINEL PEMM 2007, 14 e 15 de Junho de 2007. PEMM/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ.

Concurso Realizado:

✓ Concurso público para Professor Substituto no Departamento de Prótese e Materiais Dentários nas Disciplinas de Oclusão e Enceramento Progressivo e Escultura Dentária. Participando da Graduação e Pós-graduação. Período: de Fevereiro de 2006 a Dezembro de 2007.

Prêmio Recebido:

 ✓ Artificial Organs Award: Best Award for Oral Presentation, pelo trabalho Allceramic and porcelain fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses" apresentado no IV Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais – COLAOB 2006, Caxambu, Minas Gerais, 08 a 11 de Agosto de 2006.

Trabalhos publicados ou submetidos à publicação:

✓ MOTTA, AB, PEREIRA, LC, CUNHA, ARCC, DUDA, FP. The influence of the loading mode on the stress distribution on the connector region of metal-ceramic fixed partial denture. The International Journal of Artificial Organs. Aceito para ser publicado em suplemento especial em Abril de 2008.

✓ MOTTA, AB, PEREIRA, LC, CUNHA, ARCC. All-ceramic and porcelain-fusedto-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. J Appl Oral Sci. 2007;15(5):399-405.