



ANÁLISE COMPARATIVA DO COMPORTAMENTO MECÂNICO E DE  
FRATURA EM DENTES PRÉ-MOLARES RESTAURADOS COM COROAS  
TOTAIS METALOCERÂMICAS E COROAS CERÂMICAS

Maria Eugênia Volpato Passarini de Resende Zampieri

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Rio de Janeiro  
Fevereiro de 2011

ANÁLISE COMPARATIVA DO COMPORTAMENTO MECÂNICO E DE  
FRATURA EM DENTES PRÉ-MOLARES RESTAURADOS COM COROAS  
TOTAIS METALOCERÂMICAS E COROAS CERÂMICAS

Maria Eugênia Volpato Passarini de Resende Zampieri

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ  
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Examinada por:

---

Prof. Luiz Carlos Pereira, D.Sc.

---

Prof<sup>a</sup>. Glória Dulce de Almeida Soares, D.Sc.

---

Prof. Adalberto Bastos Vasconcellos, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL  
FEVEREIRO DE 2011

Zampieri, Maria Eugênia Volpato Passarini de Resende

Análise comparativa do comportamento mecânico e de fratura em dentes pré-molares restaurados com coroas totais metalocerâmicas e coroas cerâmicas / Maria Eugênia Volpato Passarini de Resende Zampieri – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

XIII, 96 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2011.

Referências Bibliográficas: p. 76-88.

1. Mecânica da Fratura. 2. Metalocerâmica 3. In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>. I. Pereira, Luiz Carlos. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

## DEDICATÓRIA

Um Projeto nunca é realizado sozinho.

Este Mestrado foi realizado com o esforço e o fundamental apoio de meu marido, Carlos Henrique, de sua mãe, D. Léa e da compreensão pelos tantos e tão frequentes afastamentos, por parte de meu amado filho, Luiz Henrique, que me incentivaram constantemente para realizar um sonho acalentado desde outrora.

Nada me resta senão meu sincero obrigado.

Certamente, nada teria sido alcançado sem a sua compreensão e imprescindível ajuda.

## AGRADECIMENTOS

Ao Professor e Orientador Luiz Carlos Pereira – Lula - por saber me conduzir, com paciência e perseverança, a descobrir um novo mundo de conhecimentos. Obrigada por essa conquista!

Ao meu marido Carlos Henrique, em especial, por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo de todos esses anos. Enfim, por ser tão cúmplice de todos os meus sonhos.

Aos meus pais, pelo exemplo, apoio e constante estímulo na conquista de mais uma vitória, aos meus irmãos e cunhada pelo carinho e, acima de tudo, amizade.

Aos professores do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Matérias COPPE/UFRJ pela oportunidade dos ensinamentos concedidos na área de Engenharia.

Ao professor Tsuneharu Ogasawara, *in memoriam*, pelo exemplo de dedicação e entusiasmo perante os trabalhos realizados com as cerâmicas odontológicas.

Ao Prof. Luiz Carlos Santiago, pela atenção, compreensão e comentários valiosos concedidos durante esses 10 anos!

À Andréa Barreira Motta, pelas orientações e vasto material concedido.

Ao Laércio, por ser muito mais que um técnico, acima de tudo, um grande amigo.

Aos meninos do MEV, Diego e Manuel, pelas inúmeras fotos, buscando sempre o melhor ângulo, e à Adriana, por sempre procurar ajudar na conciliação dos horários.

À PropMec em especial, a Robson, por terem realizado os ensaios, e à Sônia, por inúmeras palavras de incentivo e acolhimento.

Às amigas Fernanda e Marisol, pelos momentos de estudo, choros e alegrias, pelo tanto que aprendemos e compartilhamos juntas.... Momentos inesquecíveis!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE COMPARATIVA DO COMPORTAMENTO MECÂNICO E DE  
FRATURA EM DENTES PRÉ-MOLARES RESTAURADOS COM COROAS  
TOTAIS METALOCERÂMICA E COROAS CERÂMICAS

Maria Eugênia Volpato Passarini de Resende Zampieri

Fevereiro/2011

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O presente estudo teve como objetivo realizar uma análise comparativa do comportamento mecânico e de fratura em dentes pré-molares restaurados com coroas totais metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>. Para tal, foram utilizados vinte dentes hígidos, divididos em quatro grupos. Em um primeiro ensaio foram utilizados dez dentes com coroas, sendo cinco coroas metalocerâmicas e cinco coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>, submetidos a carregamento monotônico fisiológico. A força foi aplicada axialmente entre as vertentes vestibular e palatina, com identador metálico esférico. Outras dez coroas, divididos do mesmo modo, foram submetidos a carregamento monotônico lateral na cúspide palatina, simulando uma interferência resultante de um movimento mandibular. O carregamento foi realizado na máquina de teste EMIC, a uma velocidade de 0,5mm/min. Os resultados de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância (ANOVA). O nível de significância considerado em todas as análises foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ). As coroas fraturadas foram submetidas a análises fractográficas. Verificou-se que abaixo do identador (região de contato) houve uma compressão local, induzindo a formação de trincas, gerando uma fratura do tipo catastrófica nas coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>, visto que a fratura percorreu toda a coroa, dividindo-a em partes. Nas coroas do tipo metalocerâmica, devido à presença de metal na infraestrutura e uma melhor distribuição de tensões, houve uma menor quantidade de fraturas.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE MECHANICAL AND FRACTURE  
BEHAVIOR OF PREMOLAR TEETH RESTORED WITH METAL-CERAMIC  
AND TOTAL CERAMICS CROWNS

Maria Eugênia Volpato Passarini de Resende Zampieri

February/2011

Advisor: Luiz Carlos Pereira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

The present study aimed to compare the mechanical and fracture behavior of premolar teeth restored with metal ceramic and In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> crowns. Twenty intact teeth were divided into four groups. In a first test were used ten teeth with crowns. Five metal ceramic crowns and five In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> were subjected to occlusal monotonic loading. Ten other teeth were divided similarly and underwent monotonic loading in the palatal cusp, simulating an interference resulting from a mandibular movement. The loading was conducted at EMIC testing machine at a speed of 0.5 mm / min. The results of fracture toughness were subjected to analysis of variance (ANOVA). The level of significance in all tests was 5% ( $p \leq 0.05$ ). The fractured crowns were subjected to fractographic analysis. It was possible to observe below the indenter (contact zone) there was a local compression, inducing the formation of “Hertzian cracks”, leading to a catastrophic fracture in In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> crowns, since the fracture runs across the crown, dividing it into parts. In the type of metalceramic crowns, due the presence of metal structure and to the better stress distribution there were conservative fractures.



	II.10 - Cálculo do Número de Amostras.....	34
III	<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	37
IV	<b>METODOLOGIA DA PESQUISA</b> .....	38
	IV.1 - Seleção do Elemento Dentário.....	38
	IV.2 - Preparo Dentário.....	39
	IV.3 - Obtenção dos Modelos de Gesso.....	42
	IV.4 - Padronização das Coroas.....	43
	IV.5 - Cimentação das Coroas Totais.....	44
	IV.6 - Ensaio Mecânico Laboratorial com Carregamento Monotônico.....	46
	IV.6.1- Localização do carregamento.....	47
	IV.7 - Análise Fractográfica.....	48
	IV. 8 - Análise Estatística .....	49
V	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	50
	V.1 - Ensaio com Carregamento Monotônico Fisiológico – Coroas Metalocerâmicas e Cerâmicas.....	50
	V.1.1 - Distribuição de Tensões.....	54
	V.1.2 - Análise Fractográfica.....	55
	V.2 - Ensaio com Carregamento Monotônico Lateral na Cúspide Palatina – Coroas Metalocerâmicas e Cerâmicas.....	61
	V.2.1 - Distribuição de Tensões.....	63
	V.2.2 - Análise Fractográfica.....	64
	V.3 - Carregamento Monotônico em Dentes Hígidos – Carregamento Fisiológico e Lateral.....	66
	V.4 - Comparação entre os ensaios com Carregamento Fisiológico e Lateral.....	69
	V.5 - Considerações Finais.....	70
VI	<b>CONCLUSÃO</b> .....	74
VII	<b>SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b> .....	75
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	76
	<b>ANEXOS</b> .....	89

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Contato considerado fisiológico, onde a força resultante é dirigida verticalmente através do logo eixo do dente.....	16
Figura 2	Dentes posteriores durante um movimento laterotrusivo. Contato oclusal ocorrendo entre a cúspide lingual de um dente superior e a cúspide vestibular de um dente inferior.....	17
Figura 3	Esquema representativo da propagação de trincas (a) frente às tensões de tração e (b) às tensões de compressão.....	23
Figura 4	Tipo de trinca resultante da endentação e carregamento em cerâmicas cimentadas.....	29
Figura 5	Esquema da propagação da trinca após carregamento monotônico com indentador esférico em uma estrutura metalocerâmica (a) e uma estrutura all-Ceram (b).....	29
Figura 6	Identação do tipo Hertziana.....	31
Figura 7	Fórmula do cálculo do número de amostras.....	35
Figura 8	Dispositivo de silicone empregado na confecção dos cilindros em resina epóxi.....	39
Figura 9	(a) Fresadora (Microtenctor Blue Power – Laboratório Indent) (b) Sequência de desgaste inicial realizado com Ponta KGSorensen n°3217 e 4138, delimitando a espessura e o término do preparo (c) Demonstração do preparo intermediário.....	40
Figura 10	(a) Sulcos de orientação na oclusal, com a caneta de alta rotação (b) Corte oclusal com disco diamantado dupla face (c) Preparo com sulcos de orientação e altura de 4,0mm.....	40
Figura 11	Preparo dentário de primeiro pré-molar superior com suas respectivas alturas.....	41
Figura 12	Material de moldagem à base de silicone de adição; e dispositivo cilíndrico utilizado na padronização das moldagens dos preparos dentários.....	42
Figura 13	Dispositivo de silicone confeccionado para a obtenção dos modelos de gessos, com base cilíndrica.....	43
Figura 14	Esquema representativo da espessura para as coroas do tipo In-Ceram ALUMINA® .....	44
Figura 15	Cimento Rely X® Luting 2 (Cimento de ionômero de vidro modificado por	

	resina, 3M ESPE, ref. 3525TKA).....	44
Figura 16	Carregamento estático de 5 kg durante 10 minutos.....	45
Figura 17	Máquina Universal de Ensaios EMIC.....	46
Figura 18	Organograma da divisão dos grupos .....	47
Figura 19	Apresentação dos tipos de coroas (a) Coroa Metalocerâmica (b) Coroa In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> (c) Dente Hígido.....	47
Figura 20	Posicionamento do identador (carregamento fisiológico) no corpo de prova.....	47
Figura 21	Posicionamento do identador (carregamento lateral na cúspide palatina) no corpo de prova.....	48
Figura 22	Gráfico resultante do carregamento monotônico oclusal fisiológico em coroas metalocerâmicas.....	51
Figura 23	Gráfico resultante do carregamento monotônico oclusal fisiológico em coroas In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> .....	51
Figura 24	(a) Vista superior de coroa metalocerâmica submetida à carregamento oclusal. Fratura em ambas as cúspides. (b) Detalhe da calota esférica relativa ao contato do identador.....	56
Figura 25	(a) Deslocamento cerâmico na cúspide vestibular frente o carregamento monotônico oclusal (b) Fratura em forma de cone na cúspide vestibular.....	57
Figura 26	Carregamento oclusal de coroa metalocerâmica. Fratura coesiva na cúspide palatina (d) Existência de trincas do sulco principal.....	58
Figura 27	Fratura adesiva (cúspide vestibular) e coesiva (cúspide palatina) em coroa metalocerâmica submetida a carregamento fisiológico.....	58
Figura 28	(a) Carregamento oclusal de coroa In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> .....	59
Figura 29	(a) Detalhe da região de início de fratura, a partir da calota de contato. (b) Vista lateral da fratura (após a retirada do fragmento): calota de contato (deformação) e caminhos de propagação da fratura frágil.....	60
Figura 30	Vista lateral da fratura - fragmento de coroa In-Ceram.....	61
Figura 31	Carregamento oclusal em coroa In-Ceram.....	61
Figura 32	Gráfico resultante do carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em coroas metalocerâmicas.....	62
Figura 33	Gráfico resultante do carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em coroas In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> .....	62

Figura 34	Fratura em coroa metalocerâmica sob carregamento monotônico lateral na cúspide palatina.....	64
Figura 35	(a) Fratura de dente com coroa In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> sob carregamento monotônico lateral na cúspide palatina. (b) Fratura completa do dente em duas partes.....	65
Figura 36	Vista da fratura de dente com coroa In-Ceram sob carregamento lateral.....	66
Figura 37	Delaminação da cerâmica de revestimento com carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em coroas In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> .....	66
Figura 38	Gráfico resultante do carregamento monotônico oclusal fisiológico em dentes hígidos.....	67
Figura 39	Gráfico resultante do carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em dentes hígidos.....	67
Figura 40	Carregamento Monotônico em Dente Hígido Oclusal Fisiológico.....	69
Figura 41	Representação e comparação entre as médias dos ensaios realizados com coroas metalocerâmicas, In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> e dentes hígidos.....	69
Figura 42	(a) Coroa In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> (b) Poros presentes no casquete de In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> .....	71

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Valores críticos associados ao grau de confiança na amostra.....	35
Tabela 2	Valores relacionados às coroas metalocerâmicas e In-Ceram.....	35
Tabela 3	Cálculo da Margem de Erro (E).....	36
Tabela 4	Valores significativos da carga em ensaio monotônico oclusal (fisiológico) das coroas metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> .....	52
Tabela 5	Valores significativos da carga nos ensaios monotônico lateral na cúspide palatina das coroas metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA <sup>®</sup> .....	63
Tabela 6	Valores das cargas ( <i>pop in</i> e fratura) obtido nos ensaios em dentes hígidos (pré-molares) sob condições de carregamento monotônico - fisiológico e lateral (cúspide palatina).....	68

## I INTRODUÇÃO

Tratamentos restauradores estéticos em cerâmica têm sido, na odontologia, uma freqüente alternativa para dentes anteriores bem como para dentes posteriores. Profissionais do ramo odontológico procuram por uma restauração estética, totalmente cerâmica, com excelentes propriedades físicas, resistência e adaptação marginal (ALDOHAN et al., 2004).

A constante busca por materiais estéticos trouxe para a odontologia o aprimoramento, quanto à reprodução da beleza e naturalidade dos dentes, quando se propôs a substituição de coroas metalocerâmicas por coroas de cerâmica pura.

Em muitas situações, as coroas de cerâmica pura têm o potencial de serem mais estéticas que as coroas metalocerâmicas. As coroas metalocerâmicas são restaurações completas e acessíveis, que proporcionam a estética de um dente natural e a necessária resistência oriunda da infraestrutura metálica para resistir às forças mastigatórias. Contudo a infraestrutura metálica produz uma aparência opaca, devido a sua baixa translucidez e geralmente pode proporcionar uma sombra na área gengival próxima à margem da restauração. As ligas metálicas em ouro, por sua vez, são caras e outras alternativas podem causar desvantagens como processos alérgicos, falha adesiva entre metal e cerâmica e descoloração da porcelana (KU et al., 2002). Salvo suas desvantagens, são próteses com excelentes características mecânicas e estéticas e que ainda continuam prestando excelentes resultados aos pacientes (McLEAN, 2001).

As coroas totais cerâmicas livres de metal, também chamadas de ceramocerâmica, cerâmica pura ou *metal free*, foram introduzidos no início da década de 1960 por Hughes e McLean (VAN NOORT, 2004). Apesar da sua magnífica qualidade estética e da excelente biocompatibilidade, a cerâmica dentária, como todos os outros materiais cerâmicos, é friável (ROSENSTIEL et al., 2002). Os sistemas totalmente cerâmicos surgiram com o intuito de eliminar essas infraestruturas e promover uma melhor distribuição da reflexão da luz, resultando assim uma melhor estética (MARTINS et al., 2010).

Atualmente existe uma grande variedade de classes cerâmicas disponíveis para distintas indicações de acordo com seus fabricantes. A escolha de uma coroa cerâmica leva em consideração fatores relacionados a custo, resistência e estética, fazendo com que esses fatores sejam de grande relevância na escolha do sistema totalmente cerâmico a ser estudado.

O In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> possui um grande conteúdo de alumina, com o tamanho de partículas variando entre 0,5 a 3,5 $\mu$ m e contração de sinterização de 0,3%, que produz uma controlada microestrutura organizada. O pequeno tamanho das partículas, associado à pequena contração e ao processo simples de confecção, produz uma adequada fidelidade marginal para coroas unitárias, com terminação marginal em ombro arredondado de 25 $\mu$ m (BOTTINO et al., 2002).

Em muitas situações as coroas de cerâmica pura são utilizadas em substituição às coroas metalocerâmicas por apresentarem superior propriedade estética. Em um aspecto comparativo, CRAIG et al. (2004) relatam a inferioridade das coroas ceramocerâmicas quando comparadas às coroas metalocerâmicas, devido ao baixo desempenho clínico, à qualidade do produto final diretamente influenciada pela técnica adotada e à sua limitada resistência à fratura. A tendência à fratura frágil da cerâmica é real e ocorre devido à mínima absorção de energia no processo de fratura. A taxa anual de falhas clínicas em relação à fratura de coroas all-Ceram se mantém consistente na faixa de 3%, sugerindo que o desempenho, em longo prazo, não depende somente da resistência do material (BURKE, 2002).

Sem dúvida, as cerâmicas surgiram para suprir as exigências estéticas requeridas pela sociedade atual, mas, apesar dos benefícios proporcionados, tal material ainda apresenta fatores que remetem a estudos na busca do aprimoramento em relação à baixa resistência às forças de tração, porosidades, diferenças na expansão térmica entre os vários tamanhos de partículas e elementos e defeitos superficiais que são considerados iniciadores de fratura (BOHJALIAN *et al.*, 2006).

A longevidade das coroas de cerâmica pura depende do complexo relacionamento entre a resistência inerente do material, da presença de tensões residuais, das tensões provenientes de carregamento externos e da presença e distribuição de defeitos estruturais (TINSCHERT et al., 2000).

## II REVISÃO DE LITERATURA

### II.1 – Porcelanas Dentárias

O avanço tecnológico trouxe um grande número de materiais à área odontológica, proporcionando várias alternativas para um mesmo plano de tratamento.

A busca contínua em pesquisas dos fatores resistência final, estética e biocompatibilidade tem sempre encorajado o desenvolvimento e a melhora dos materiais restauradores, especialmente no campo das cerâmicas odontológicas. Saber utilizar adequadamente cada material à sua técnica, levando estética, função e longevidade ao paciente é essencial para o aprimoramento profissional e para a otimização de resultados.

Quanto às cerâmicas, suas principais vantagens são a biocompatibilidade, a estabilidade de cor, a resistência ao desgaste e a baixa condutibilidade térmica (VULT VON STEYERN et al., 2001), além de permitirem a reprodução de cor, da forma e da textura superficial da dentição natural (ODMAN et al. 2001). As porcelanas dentárias são quimicamente muito estáveis e proporcionam excelente estética, que não sofre com o tempo. A condutividade e o coeficiente de expansão térmicos são similares aos do esmalte e da dentina. Assim, na presença de um bom selamento marginal, provavelmente não apresentarão problema.

As porcelanas odontológicas são essencialmente vítreas, portanto, materiais frágeis e, como tal, suportam muito bem as forças compressivas, porém tendem a sucumbir às forças trativas (ANUSAVICE et al., 2005; REKOW et al., 2006).

A resistência da porcelana dental à compressão é alta (350 a 550 MPa), porém sua resistência à tração é muito baixa (20 a 60 MPa), típica de materiais frágeis. (LAWN et al, 2002). A porcelana dental tem, geralmente, temperatura de fusão relativamente alta e grande estabilidade química em ambientes hostis, devido à estabilidade das suas fortes ligações químicas (SMITH et al., 1994). Os vidros (cerâmicos) são extremamente sensíveis à presença de micro trincas superficiais e isso representa um dos problemas da porcelana dental. O comportamento frágil associado à presença de micro defeitos no interior das suas camadas resulta em uma resistência relativamente baixa à fratura.

Segundo VAN NOORT (2004), no resfriamento, a parte externa da porcelana sofre um resfriamento mais rápido do que a parte interna, particularmente porque a cerâmica apresenta uma condutividade térmica baixa. A superfície externa sofre mais

contração, inicialmente, do que a superfície interna, resultando em uma carga compressiva sobre a parte externa, que resulta em tensão residual sobre a parte interna. (VAN NOORT, 2004). Clinicamente, pode-se observar que, caso a alteração dimensional seja acentuada, a camada superficial interna que está sob tensão de tração irá sofrer ruptura para aliviar as tensões de tração. Isso resultará em uma superfície de adaptação com um grande número de pequenas trincas, e são essas pequenas trincas que finalmente poderão provocar uma fratura.

ANUSAVICE et al. (2007) relatam três fatores principais que dão origem à fratura:

- incompatibilidade dos materiais da infraestrutura e de recobrimento durante a contração térmica;
- processo térmico impróprio; e
- desenho inadequado da prótese.

Afirmam, ainda que, para o sucesso na adesão entre os materiais na infraestrutura de coroas metalocerâmicas, deve haver a formação de óxidos aderentes, enquanto, nas coroas ceramo-cerâmicas, a adesão e o molhamento são imprescindíveis.

Esses mecanismos de expansão e de contração das porcelanas indicam a importância da presença de um substrato metálico e de sua efetiva união, bem como a união entre a cerâmica com um substrato cerâmico mais forte e rígido, minimizando possíveis falhas que possam atuar como locais de iniciação de falhas catastróficas.

Outros fatores, como a composição química, a microestrutura, as condições de superfície, a temperatura e o meio oral, também podem ser citados como responsáveis por falhas mecânicas dos materiais.

As principais fontes de fratura nas cerâmicas são trincas superficiais originadas durante o acabamento da superfície, poros, inclusões e grandes grãos gerados durante o processamento (SMITH et al., 1994).

## II.2 – Coroas Metalocerâmicas

As restaurações metalocerâmicas combinam a resistência e a precisão de uma liga metálica fundida, associada à porcelana, a qual deverá atender às características de resistência e estética da restauração.

No entanto, seu sucesso clínico depende fundamentalmente da obediência a uma série de características técnicas para que se preserve a condição de resistência da estrutura conjugada de metal e cerâmica (PEGORARO et al., 2002).

ROSENSTIEL et al. (2002) citam os seguintes fatores que poderão vir a interferir na longevidade dos trabalhos protéticos:

- correto planejamento da infraestrutura metálica;
- qualidade da liga metálica utilizada;
- adequada compatibilidade entre os materiais;
- integridade estrutural e estado biológico dos pilares e tecidos periodontais;
- grau de carga funcional e/ou parafuncional;
- manutenção apropriada sobre controle de placa; e
- precisão com que técnico e profissional trabalham em todas as etapas de sua confecção.

### II.2.1 – Composição Química e Constituição

Para a construção das restaurações metalocerâmicas utiliza-se a porcelana feldspática.

A porcelana feldspática é conhecida como porcelana tradicional. Sua estrutura vítrea é composta basicamente por dois minerais: o feldspato e o quartzo. O feldspato é fundido a óxidos metálicos, formando a fase vítrea da porcelana, enquanto o quartzo compõe sua fase cristalina (BOTTINO, 2002).

O feldspato é um ingrediente primário, responsável pela formação da matriz vítrea. Como o feldspato não se apresenta na natureza em sua forma pura, é usada a sua forma associada ao alumínio silicato de potássio ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ , feldspato de potássio) ou de alumínio silicato de sódio ( $Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ , feldspato de sódio) ou ambos. O feldspato de sódio aumenta a viscosidade e o controle da manipulação das porcelanas e suas qualidades de translucidez, fundindo o potássio ao caulim e ao quartzo, a uma temperatura de entre 1250°C a 1500°C, transformando-os em vidro. O feldspato de sódio diminui a temperatura de fusão da porcelana, entretanto, não contribui para as propriedades óticas de translucidez. Ainda, possui difícil manuseio (BOTTINO et al., 2002).

As porcelanas feldspáticas utilizadas na odontologia apresentam como principais características o fato de serem quimicamente estáveis e apresentarem excelente estética, que não se deteriora com o tempo. Além disso, sua condutividade térmica e seu coeficiente de expansão térmica são similares aos do esmalte e da dentina (McLEAN, 2001). A cerâmica é um material caracteristicamente frágil e de baixa

resistência à fratura, necessitando receber uma infraestrutura metálica como reforço (SÁ, 2008).

Utilizam-se as porcelanas odontológicas sobre os casquetes metálicos, com a finalidade de proporcionar estética, imitando a estrutura dental natural.

A escolha de uma liga nobre para metalocerâmica permite a oxidação necessária para a união com a cerâmica, melhor adaptação marginal, cor, resistência a corrosão e maior biocompatibilidade (MEZZOMO et al., 2006).

O que se espera de uma liga é que não seja tóxica, alérgica, mutagênica ou carcinogênica. Porém, devido ao aumento do custo do ouro em 1969 e, mais recentemente, em 1995, novas pesquisas foram realizadas na tentativa de desenvolver ligas alternativas.

Essas ligas, principalmente à base de níquel-cromo, têm sido empregadas até hoje, devido às suas vantagens, tais como módulo de elasticidade, dureza, ductilidade e resistência à tração (VAN NOORT, 2004).

Além dos fatores econômicos, físicos e mecânicos, outros fatores positivos também influenciaram no desenvolvimento das novas ligas, como a biocompatibilidade e a resistência à corrosão (WATAHA, 2002).

Estudos demonstram que o Ni possui grande potencial alergênico, seguido por K, Co, Ag, Cu, Pd e Au (GEURSTEN, 2002). Esses elementos podem ser liberados pela cinta metálica cervical, justamente em regiões sulculares, causando reações inflamatórias. Devido à grande variedade de ligas presentes no mercado, depreende-se que a seleção da liga depende muito mais da experiência individual, da habilidade do técnico e do custo do que dos conhecimentos em relação à sua composição e toxicidade. Além disso, GEURSTEN (2002) e WATAHA (2002) relatam não haver evidências de que as ligas metálicas possam aumentar o risco mutagênico e carcinogênico em humanos

Quando comparadas às ligas nobres, as ligas não nobres apresentam um módulo de elasticidade superior, permitindo fundições mais finas, vindo a propiciar a redução da seção transversal da peça protética, gerando um maior espaço para a camada cerâmica e um menor desgaste da estrutura dentária. Ligas nobres com alto módulo de elasticidade são desejáveis para sistemas metalocerâmicos, pois deformações elásticas na infraestrutura metálica podem gerar fratura na porcelana adjacente devido a sua natureza frágil (WATAHA, 2002), causando um comprometimento à restauração

protética. A tenacidade à fratura de muitos metais varia entre 25 a 60 MPa.m<sup>1/2</sup>, enquanto da porcelana odontológica varia entre 0,75 a 2,5 MPa.m<sup>1/2</sup> (ANUSAVICE, 1998).

ANUSAVICE (1998) acrescenta outras características, tais como alta temperatura de fusão e alta resistência ao escoamento durante a cocção da porcelana. Como desvantagens, entretanto, podem ser citadas:

- a elevada dureza, dificultando o processo de acabamento e polimento;
- a descoloração da porcelana;
- a baixa resistência à corrosão; e
- a possibilidade de formação excessiva de óxidos.

O número e a variedade de ligas adequadas para a fundição se expandiram de maneira drástica, principalmente da mudança do preço do ouro. Desde 1989, a *American Dental Association* (ADA) aprova qualquer liga tão logo passe pelos testes de toxicidade, manchamento, limite convencional de escoamento e percentagem de alongamento.

Para tornar isso possível, as características de uma estrutura metálica devem possibilitar a manutenção de uma homogeneidade na espessura do revestimento cerâmico em todas as superfícies. Em uma prótese metalocerâmica não se deve ter uma espessura de cerâmica menor que 1 mm ou superior a 2,5 mm e a infraestrutura metálica deve ter entre 0,3 a 0,5 mm de espessura mínima (PEGORARO et al., 2002).

ANUSAVICE et al. (2005) descrevem como vantagens das restaurações metalocerâmicas a qualidade estética permanente das unidades cerâmicas corretamente desenhadas e a sua resistência à fratura. Outra pequena vantagem relatada das próteses metalocerâmicas sobre as próteses de cerâmica pura é a menor quantidade de estrutura dentária necessária a ser removida a fim de propiciar uma espessura adequada para prótese. O espaço gerado nesse contexto vem assegurar uma suficiente resistência à fratura e estética. Além disso, como mostrado em estudo clínico, o índice de fratura de próteses unitárias metalocerâmicas fixas é de cerca de 2,3% após sete anos e meio (COORNAERT et al, 1984). Em avaliações clínicas são encontrados índices de cerca de 90% de sucesso em períodos de 15 a 20 anos (BLATZ, 2002). Os índices de falhas nos sistemas Procera e In-Ceram são considerados baixos, algo em torno de 1% a 2% ao ano. Contudo, mesmo com estes índices, apresentam-se inaceitáveis quando se comparados às coroas de infraestrutura metálica (LAWN et al., 2001).

A prótese unitária metalocerâmica adequadamente confeccionada é mais resistente e durável do que a prótese unitária de porcelana aluminizada convencional (ANUSAVICE et al., 2005).

## II.2.2 – Interface Metal / Cerâmica

O mecanismo de união metal e cerâmica é um aspecto de grande importância para o meio científico, uma vez que a eficiência da adesão depende quase que exclusivamente da estabilidade químico-mecânica do sistema.

A adesão entre os materiais (McLEAN, 2001) se deve a três tipos de ligação:

- química: a fonte de união primária acontece devido à existência de ligações iônicas, covalentes e metálicas, sendo a responsável pelas trocas de íons dos óxidos formados no metal. Os óxidos que se formam na superfície metálica são indispensáveis à aderência (HUANG et al., 2005);

- física: considerada fonte de união secundária, acontece pelas ligações de Van der Waals, caracterizando as forças de atração entre dois átomos polarizados em íntimo contato, porém sem troca de elétrons. Nesse aspecto, pode-se citar que a eficiência da união se deve à molhabilidade da liga, pois quanto mais molhável, mais forte será a união metalocerâmica; e

- mecânica: este tipo de ligação depende da forma de contorno, do estado da superfície e das forças de compressão provenientes da diferença de coeficiente de expansão térmica da cerâmica e do metal. O coeficiente de expansão térmica do metal é ligeiramente maior do que o coeficiente de expansão térmica da cerâmica, levando à formação de tensões residuais de compressão na cerâmica. Tal fato acontece durante o resfriamento, quando o metal tende a se contrair mais rapidamente do que a cerâmica.

A ligação entre a porcelana dental e a liga de metal básico é adversamente influenciada pela formação de excessivas quantidades de óxido de cromo ou de óxido de níquel. Quando estes óxidos estão combinados na porcelana dental, reduzem o coeficiente de expansão térmica da porcelana, assim aumentando o perigo de alto grau de tensão residual na ligação (McLEAN, 1977). McLEAN (1977) também enfatiza a necessidade de o clínico reconhecer que a utilização de metais não nobres poderá prejudicar fatores relacionados a ajustes ou à estética.

Uma propriedade igualmente importante, tanto para o metal como para a porcelana, refere-se ao coeficiente de contração térmica, cujos valores devem ser bem similares, ou o metal deverá ter um valor ligeiramente maior para evitar os efeitos

indesejáveis associados às tensões de tração. Se os coeficientes de contração forem bem diferentes, ocorrerá o desenvolvimento de tensões que enfraquecerão tanto a porcelana quanto sua união com metal (ANUSAVICE et al., 2005). Esse fenômeno explica a razão pela qual a cerâmica de cobertura sempre possui um coeficiente de expansão térmica (CET) inferior ao da infraestrutura (MEZZOMO et al., 2006). A existência desse sistema termicamente compatível, em que a diferença nos coeficientes de contração térmica se limita entre 0,5 e 1,0 ppm/°C leva as restaurações a possuírem vários anos de longevidade (ANUSAVICE et al., 2005).

### II.2.3 – Tratamento da Superfície Metálica

A camada de óxido que foi formada na superfície do metal durante a fundição pode ser removida com ácido ou por abrasão com o ar. Para a máxima adesão do metal à porcelana, as instruções do fabricante da liga devem ser seguidas, pois a adesão depende de uma espessura controlada da camada de metal óxido (ROSENSTIEL et al., 2002).

O tratamento térmico sob pressão reduzida auxilia a remoção de gases absorvidos pelo metal durante o processo de fundição. A remoção de gases ajuda a impedir a formação de bolhas interfaciais (VAN NOORT, 2004) e auxilia na formação de uma camada de óxidos que serve para promover a união química entre a liga metálica e a porcelana.

WEISS (1977) avaliou a oxidação prévia, verificando que a cor da superfície metálica após a oxidação é muito importante, visto que uma superfície azulada indica que a camada de óxidos tem uma espessura adequada, enquanto uma superfície amarelada, marrom ou preta indica a presença de contaminantes ou de grossa camada de óxidos. Dependendo da extensão e da profundidade das manchas, estas podem ser removidas com jatos abrasivos; caso contrário, as estruturas metálicas devem ser descartadas.

### II.2.4 – Fatores Laboratoriais Determinantes na Adesão Metal/Cerâmica

#### II.2.4.1 – Tipos de Ligas

A liga de metais não nobres (ROSENSTIEL et al, 2002) surgiu como uma nova opção em detrimento do ouro, reduzindo os custos da coroa metalocerâmica, aumentando a dureza, apresentando baixa densidade e alta resistência à tração. Quando

comparada às ligas nobres, a liga de metais não-nobres apresenta um módulo de elasticidade superior, permitindo fundições mais finas, vindo a propiciar a redução da seção transversal da peça protética, gerando maior espaço para a camada cerâmica e menor desgaste da estrutura dentária.

ANUSAVICE et al. (1998) acrescentam, ainda, outras características, tais como a alta temperatura de fusão e a alta resistência ao escoamento durante a cocção da porcelana.

#### II.2.4.2 – Reciclagem de Metal (Refundição)

A reutilização de ligas poderá causar fratura na infraestrutura. Quando se utilizam botões alimentadores para fundir uma nova infraestrutura, o estanho ou índio podem ser eliminados ou reduzidos, o que resulta uma união muito fraca com a porcelana. É ideal o uso de ligas novas para a fundição de infraestruturas, porém uma combinação de 50% (melhor 75%) de liga fresca com 25% a 50% de liga reutilizada pode ser empregada sem efeitos deletérios na união metalocerâmica (CRAIG et al., 2004).

#### II.2.4.3 – Número de Queimas

Em artigo de ROLLO et al. (1999) verifica-se uma maior variação de expansão térmica em função do número de queimas. Tal fato se dá, provavelmente, devido à precipitação e ao aumento do número de cristais de leucita na matriz vítrea.

ROSENSTIEL et al. (2002) destacam que, quanto maior a quantidade desses cristais, mais pronunciado é o efeito da expansão térmica, pois tais cristais têm coeficiente de dilatação térmica na ordem de  $27 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ .

#### II.2.4.4 – Desenho da Infraestrutura

Um preparo protético deve apresentar-se com ângulos arredondados e sem áreas retentivas. A presença de irregularidades na interface do sistema pode produzir pontos de concentração de tensões e reduzir a tenacidade à fratura da porcelana, formando microfissuras ou microtrincas na porcelana, além de prejudicar a qualidade e a longevidade do trabalho (HOFSTEDDE et al., 2000).

A porção metálica do sistema garante resistência para suportar as solicitações mecânicas da mastigação. Já a porcelana torna possível a simulação da escultura, textura, cores e saturações de todas as áreas de um dente natural. A associação dos

materiais permite que a infraestrutura metálica compense a natureza frágil da camada de porcelana (ROLLO et al., 1999), minimizando a possibilidade do desenvolvimento de trincas nesta durante os esforços mastigatórios.

### II.3 – Coroas Cerâmicas Puras

Sob o ponto de vista biológico há a tendência de se indicar restaurações cerâmicas isentas de metal, pois são comprovadamente mais biocompatíveis e menos citotóxicas que as ligas metálicas, qualificando-se como boas alternativas restauradoras (MEZZOMO, 1995). São ainda superiores quanto ao aspecto de corrosão e galvanismo (WASSERMANN et al., 2006).

Algumas vantagens em relação às restaurações metalocerâmicas são descritas por SORENSEN et al. (1998):

- otimização da estética pela transmissão de luz;
- menor condutibilidade térmica em relação ao metal, prevenindo contra respostas pulpares adversas; e
- maior radioluscência, permitindo efetividade no diagnóstico radiográfico.

Historicamente, a utilização de restaurações cerâmicas sem reforço metálico ficou comprometida por apresentar baixa resistência à tração e alta fragilidade (MCLEAN, 2001).

A maior desvantagem das restaurações all-Ceram é, provavelmente, sua fragilidade. A limitada capacidade de suportar a deformação plástica resulta em fratura, em um primeiro momento, no excessivo carregamento (DRUMMOND et al., 2005). Outro ponto a ser considerado é a resistência ao impacto das cerâmicas dentárias, quando essas restaurações são submetidas a carregamentos excessivos, subitamente, durante a mastigação com alimentos muito duros, visto que a velocidade de mastigação pode alcançar aproximadamente 0,12 m/s (THROCKMORTON, 2001 apud MOUSTAFA, 2007).

Segundo HEATHER et al (2007), esse material apresenta baixa resistência à fratura, baixa resistência à tensão de tração e baixa acuidade marginal.

Para aumentar a resistência dessas porcelanas, foi incluída a fase dispersa de um material que inibisse a propagação da fratura na porcelana e que pudesse ser obtido de duas formas:

(1) por meio do aumento de tenacidade, por transformação que envolve a incorporação de um material cristalino capaz de sofrer mudança estrutural quando colocado sob tensão como acontece com a zircônia parcialmente estabilizada (ZPE); e

(2) por meio de adição de partículas de um material cristalino e tenaz como a leucita, alumina ( $Al_2O_3$ ), lítio e magnésio (ANUSAVICE, 1998).

Algumas melhorias na resistência da porcelana foram conseguidas pela introdução do forno a vácuo, ajudando a minimizar a porosidade e aumentando a resistência à flexão da porcelana de 20 a 30 MPa para, aproximadamente, 50 a 60 MPa (VAN NOORT, 2004). Qualquer porosidade residual terá uma influência negativa tanto sobre as propriedades elásticas quanto sobre a resistência (CALISTER, 2007). A resistência da cerâmica depende do tamanho das microscópicas trincas e dos poros. Esses defeitos estão sempre presentes e são intrínsecos ao material, podendo ser induzidos durante a fabricação, ou nas fases de acabamento ou polimento (KONSTANTINOS, 2004).

Estudos têm mostrado que a sinterização a vácuo reduz a quantidade de porosidade de 0,56%, comparativamente aos 5,6% nas porcelanas odontológicas queimadas ao ar (CRAIG et al., 2004).

No entanto, foi a partir de 1980 que surgiram novas opções estruturais tais como as cerâmicas infiltradas por vidro (*In-CeramSystem* - VITA) e, já na década de 1990, uma estrutura totalmente de alumina sinterizada (*Procera System* – NOBEL BIOCARE) (VAN NOORT, 2004).

Essas novas cerâmicas passaram a suportar elevado nível de tensões de compressão sem que ocorressem falhas.

Em média, o sistema IPS Empress II pode suportar 400 MPa, o Procera All-Ceram, 687 MPa, e o In-Ceram Zircônia em torno de 620 MPa (GUAZZATO et al., 2002; KONSTANTINOS et al., 2004). O In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> possui uma resistência à flexão de 300MPa a 600MPa (BOTTINO et al., 2002).

As cerâmicas são materiais bioinertes, com resistência às cargas de compressão, mas que apresentam baixa tenacidade (SMITH, 1994). Possuem boas qualidades biológicas devido a uma melhor aceitação pelos tecidos gengivais. Proporcionam, ainda, uma aparência similar à da dentina, por permitirem melhor circulação da luz principalmente na área cervical, possibilitando a transmissão regular e

difusa e resultando, após a aplicação da cerâmica, em coroas com comportamento estético e funcional semelhantes à dos dentes naturais (CRAIG et al., 2004).

No entanto, existe na literatura uma complicação usualmente descrita como sendo a fratura da cerâmica de cobertura e/ou na infraestrutura, resultando em falha das coroas de cerâmica pura.

O sucesso desses sistemas depende da prevenção da falha em retardar a propagação da fratura (HEATHER et al, 2007).

A otimização entre os coeficientes de expansão térmica da infraestrutura e do recobrimento feldspático leva à diminuição das falhas em forma de delaminação (MOUSTAFA et al, 2007).

### II.3.1 – Composição e Constituição

Segundo ANUSAVICE (1993) as cerâmicas odontológicas podem ser classificadas pelo tipo, pelo uso ou pelo modo de processamento.

Assim, as cerâmicas podem ser divididas em dois grandes grupos: cerâmicas feldspáticas e cerâmicas reforçadas. Estas últimas se caracterizam, basicamente, por apresentarem maior quantidade de fase cristalina em relação às cerâmicas feldspáticas.

Cristais têm sido acrescentados, como alumina, leucita, dissilicato de lítio e zircônia, atuando como bloqueadores de propagação das trincas quando as cerâmicas são submetidas à tensão de tração, aumentando a resistência do material. Tal aumento também é, em parte, explicado pelas tensões compressivas residuais que se formam pela diferença de coeficiente de expansão térmica entre a fase cristalina e a fase vítrea (CONCEIÇÃO, 2007).

#### II.3.1.1 – Sistema Cerâmico Infiltrado por Vidro - Sistema In-Ceram

O casquete cerâmico é fabricado pela técnica “Slip Casting”, resultando em uma estrutura em alumina porosa parcialmente sinterizada (PRÖBSTER et al, 1992). É composto por duas fases: uma fase de alumina (óxido de alumínio) e uma fase vítrea (à base de óxido de lantânio). O pó cerâmico de finas partículas, com alto conteúdo de alumina é misturado a um líquido especial e aplicado a uma camada sobre o modelo duplicado no qual, sob a ação de capilaridade, a umidade é absorvida, aglomerando as partículas sobre o modelo, formando, então, uma estrutura firme e densa (BOTTINO et al., 2002). Os materiais contêm pequenas partículas de alumina (< 500nm), que são sinterizadas junto com partículas maiores, resultando na formação de uma rede de

alumina porosa com contração mínima de aproximadamente 0.21% (CAMPBELL et al., 1995).

Essa estrutura é esculpida e sinterizada em um forno especial, a uma temperatura de 1140°C, em um ciclo de 11 horas. As partículas se fundem, produzindo uma estrutura cristalina organizada. O alto conteúdo de alumina confere um aspecto branco-opaco à infraestrutura e com baixa resistência (ANUSAVICE, 1997). Mediante uma segunda cocção a 1100°C, por 3 a 5 horas, a estrutura de óxido de alumínio é sinterizada e infiltrada com vidro fundido, obtendo uma elevada resistência e tornando-o translúcente (CONCEIÇÃO et al., 2007). Após, um vidro de baixa viscosidade é infiltrado na rede porosa de partículas de alumina parcialmente sinterizada, eliminando a maioria das porosidades (PRÖBSTER et al., 1992).

Como resultado, obtém-se um compósito com alta resistência, devido à obtenção de estrutura com fases interpenetrantes (CAMPBELL et al., 1995; CLARKE, 1992).

Tal Sistema apresenta três variáveis, de acordo com seu principal componente: In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>, In-Ceram Spinell e In-Ceram Zircônia (ANUSAVICE et al, 2005).

O compósito In-Ceram tem como vantagem uma resistência à flexão e tenacidade à fratura moderadamente alta. A infiltração do vidro elimina, praticamente, toda a porosidade, sítios potenciais para iniciação da trinca. A diferença nos coeficientes de expansão térmica entre a alumina e o vidro produz tensão compressiva na interface alumina-vidro, o que aumenta a resistência do material (WOOD, 1997).

ANUSAVICE et al. (2005), porém, destacam como desvantagens o alto grau de opacidade, as exigências laboratoriais especializadas e a discrepância marginal média, da ordem de 161µm. BOTTINO et al. (2001), por sua vez, contradizem tal fato, relatando que o pequeno tamanho das partículas associado à pequena contração e ao simples processo de confecção, pode produzir uma adequada fidelidade marginal para as coroas unitárias, com terminação marginal em ombro arredondado, onde as mesmas possuem uma abertura marginal de 25 µm, enquanto próteses fixas de três elementos obtêm uma abertura marginal em torno de 58 µm.

### II.3.2 – Interface Cerâmica / Cerâmica

O sucesso de vários sistemas cerâmicos depende da resistência da união do casquete com a cobertura de porcelana. A partir do momento em que a infraestrutura cerâmica é mais resistente do que as cerâmicas de recobrimento, essa união assume um importante papel no sucesso das coroas de cerâmica pura.

A razão entre a infraestrutura cerâmica e a cerâmica de recobrimento é um fator dominante no controle do início da fratura e no potencial à fratura (WAKABAYASHI et al., 2000).

A cerâmica de recobrimento deverá se encontrar abaixo de uma tensão de compressão e a infraestrutura cerâmica, sob uma tensão de tração. É desejável, contudo, que haja um aumento da espessura da infraestrutura cerâmica, porém, sem que ocorra um comprometimento estético na coroa devido a sobrecontorno ou maior desgaste dentário, para atender às solicitações do fabricante (PROOS et al, 2003).

### II.4 – Dinâmica do Carregamento Oclusal

As forças oclusais resultam dos contatos entre as faces oclusais dos dentes superiores e inferiores. Esses contatos ocorrem durante as atividades funcionais de mastigação, deglutição e fonação ou, ainda, durante movimentos parafuncionais que não fazem parte da fisiologia normal do sistema mastigatório, como, por exemplo, o bruxismo (ranger ou apertar dos dentes).

O relacionamento maxilo-mandibular que obtém o maior número de contatos entre os dentes superiores e inferiores é descrito como a posição terminal do fechamento mandibular fisiológico (MOHL et al., 1991).

As condições oclusais ótimas durante o fechamento são proporcionadas por contatos uniformes e simultâneos de todos os dentes, fornecendo estabilidade para a mandíbula e minimizando a quantidade de força colocada em cada dente. Esta relação de máxima intercuspidação é sustentada pelos dentes posteriores que, devido ao seu posicionamento nos arcos, recebem a carga oclusal máxima dirigida através do longo eixo. A área do dente entre as pontas das cúspides vestibulares e linguais dos dentes posteriores é chamada de mesa oclusal e representa aproximadamente 50 a 60% da dimensão vestibulo-lingual total do dente posterior (OKESON, 2000). A presença do ligamento periodontal ao redor das raízes dentárias torna possível a distribuição e a absorção das forças produzidas durante a função. A transmissão das cargas oclusais de um dente superior para um dente inferior é feita através das cúspides de trabalho

(palatinas superiores e vestibulares inferiores). Idealmente, os contatos oclusais devem ter distribuição e intensidade uniformes e devem estar posicionados de modo a permitir que as tensões resultantes sejam direcionadas para o longo eixo dos dentes conforme mostra a figura 1. As cúspides de trabalho podem estar direcionadas a diferentes estruturas do dente antagonista, como as fossas, vertentes oclusais e ou rebordos marginais. Quando um dente entra em contato com um vértice de cúspide ou com uma superfície relativamente plana como a crista de um rebordo ou o fundo de uma fossa, a força resultante é direcionada verticalmente através do seu longo eixo. Entretanto, quando o contato ocorre em uma vertente, as forças resultantes são horizontais (OKESON, 2003). Forças verticais são bem aceitas pelo ligamento periodontal, ao contrário das forças horizontais, que não são efetivamente dissipadas e podem causar respostas patológicas.



Figura 1 – Contato considerado fisiológico onde a força resultante é dirigida verticalmente através do longo eixo do dente (setas). Extraído de OKESON. 2000.

Existem diferenças significativas na resposta de adaptação dos pacientes às anomalias oclusais. Os dentes podem apresentar hiper mobilidade, contatos abertos ou desgaste anormal.

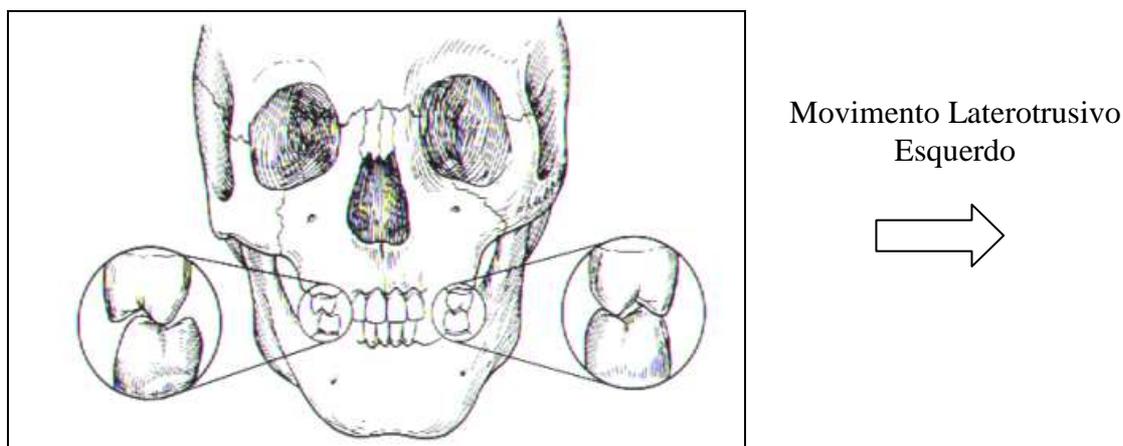
ANUSAVICE et al. (2007) enfatiza em seus estudos alguns dos fatores que induzem à formação de trincas em materiais cerâmicos, como por exemplo: tensões térmicas devido à incompatibilidade térmica, múltiplas queimas, força mastigatória localizada, contato prematuro e expansão térmica imprópria.

Segundo PEGORARO et al. (2002), o termo “contatos prematuros” designa um termo genérico que se refere a qualquer contato oclusal que, prematuramente, impede o

fechamento mandibular na posição de máxima de intercuspidação habitual. A presença de um contato prematuro é um achado comum e normalmente o organismo, por processos adaptativos, consegue manter a homeostasia do sistema.

Interferências são contatos oclusais indesejáveis que podem produzir desvio mandibular durante o fechamento da mandíbula até a máxima intercuspidação ou, então, opor-se, da transição suave para a posição de intercuspidação. É uma relação de contato oclusal que interfere de alguma forma com a função ou parafunção, causando evidências de danos ao sistema estomatognático (PEGORARO et al., 2002).

A interferência no lado de balanceio é um contato oclusal entre os dentes superiores e inferiores no lado oposto ao da direção em que a mandíbula se move na excursão lateral. Trata-se de uma interferência particularmente destrutiva. Um contato entre a cúspide lingual dos dentes superiores e a cúspide vestibular dos dentes antagonistas resulta em uma componente horizontal (figura 2), em que a força resultante não é dirigida através do longo eixo do dente e, portanto, as forças não são dissipadas pelo osso.



Contatos mediotrusivos (de balanceio)

Contatos laterotrusivos (de trabalho)

Figura 2 – Dentes posteriores durante um movimento laterotrusivo. Contato oclusal ocorrendo entre a cúspide lingual de um dente superior e a cúspide vestibular de um dente inferior.

Extraído e modificado de OKESON, 2000.

Pacientes com bruxismo podem exercer forças consideráveis em seus dentes, e muito dessa força pode ter uma componente lateral (ROSENSTIEL et al., 2002).

Em estudo realizado em pacientes com parafunção do tipo bruxismo NISHIGAWA et al. (2001) descreveu uma força oclusal média de 22,5Kgf (220,64N), com duração média de 7,1 segundos. A força de mastigação voluntária média foi de 79Kgf (774,72N).

Mesmo em uma oclusão considerada dentro dos padrões fisiológicos normais, como os anteriormente descritos, o carregamento e a distribuição de tensões sobre as faces oclusais não podem ser simplificados. A anatomia própria dos dentes posteriores, caracterizada por várias vertentes inclinadas, com complexos movimentos mandibulares e pontos de contatos (em diferentes posições em um mesmo dente) pode gerar vetores de força altamente complexos durante o simples ato de mastigar.

## II.5 – Mecânica da Fratura

### II.5.1 – Fundamentos – Concentradores de Tensões e Teoria de Griffith

A Teoria de Griffith estabelece que para compreender o processo de fratura de materiais frágeis devem ser considerados a nucleação e o crescimento de trincas a partir de defeitos preexistentes.

Os defeitos, quando presentes na microestrutura de um material frágil, são responsáveis pelo início das trincas que se propagam pelo material. Os microdefeitos atuam como concentradores de tensões e é possível afirmar que o campo de tensões é amplificado quando o material é submetido a uma tensão externa. Tal amplificação é diretamente proporcional ao tamanho do defeito (MARSHALL et al, 1987).

A teoria de Griffith se baseia na constatação de que todos os materiais contêm defeitos intrínsecos que concentrariam altas tensões em suas extremidades, podendo alcançar um valor crítico para a fratura. Por sua vez, foi verificado que existe um tamanho crítico do defeito (trinca) que leva à fratura do sólido, para uma tensão aplicada. Assim, ainda que os defeitos fossem inicialmente pequenos (abaixo do tamanho crítico), poderá ocorrer o crescimento desses defeitos por ação do meio ambiente e/ou de cargas cíclicas, de modo a alcançar o tamanho crítico para a fratura (CALLISTER, 2007).

A extremidade dos defeitos tem potencial para concentrar e amplificar as tensões atuantes sobre um determinado material e depende do tamanho e da sua forma (CALLISTER, 2007).

### II.5.1.1 – Fator de Intensidade de Tensões – K

Quando se trata de trincas pontiagudas ( $\rho$  tendendo a zero), outra abordagem é proposta na literatura para o problema das tensões que levam à fratura dos materiais.

Em um corpo tensionado elasticamente, os defeitos presentes no material concentram a tensão, o que resulta em um campo de tensão ao redor dos defeitos com níveis de tensões maiores do que a tensão aplicada externamente. Em termos da análise pela mecânica da fratura, a intensidade do campo de tensão pode ser quantificada pelo termo  $K_I$ , fator de intensidade de tensão no modo de carregamento I ou de abertura, de modo que considerando-se a tensão remota  $\sigma$  aplicada no sólido que contém uma trinca interna passante  $a$ , os termos podem ser assim apresentados tal que:

$$K_I = Y \sigma (\pi a)^{1/2} \quad \text{Eq. (01)}$$

Onde:

$Y$  = parâmetro de forma =  $f(a/W)$ ;

$a$  = tamanho da trinca; e

$W$  = largura do sólido.

Assim, a concentração de tensão nas pontas destes entalhes, faz com que a tensão necessária para atingir a resistência teórica seja relativamente menor do que a tensão média (OZCAN, 2003).

Para a configuração de um painel que contém uma trinca central passante onde  $a \ll W$  (largura do painel) o parâmetro  $Y = 1$ , tal que:

$$K_I = \sigma (\pi a)^{1/2} \quad \text{Eq. (02)}$$

A fratura frágil ocorre quando  $K_I$  alcança o valor crítico  $K_{IC}$ , denominado tenacidade à fratura, em uma dada combinação de tensão de fratura ( $\sigma_f$ ) e tamanho de defeito(c), segundo:

$$K_{IC} = Y \sigma_f (\pi a)^{1/2} \quad \text{Eq. (03)}$$

A tenacidade à fratura em deformação plana,  $K_{IC}$  indica uma propriedade que mede a resistência do material a uma fratura frágil quando uma trinca está presente. O índice subscrito I em  $K_{IC}$  indica que a tenacidade à fratura em deformação plana se aplica ao modo I de deslocamento de trinca (CALLISTER, 2007).

Quando um material cerâmico é submetido a um nível de  $K_I$  abaixo do valor crítico ( $K_I < K_c$ ), observa-se que a velocidade de propagação estável (subcrítica) da trinca é fortemente dependente de  $K_I$ , ou seja, da tensão aplicada.

## II.5.2 – Relação entre K e G

A partir do modelo de fratura de Griffith e das modificações propostas por Irwin e Orowan (EWALDS et al., 1986, ANDERSON et al., 1994), combinando-se as equações (9) e (11) e generalizando-se para qualquer o modo de carregamento I, II ou III, obtém-se que, para a condição de fratura, a seguinte igualdade deverá ser satisfeita:

$$K^2 = E G \quad \text{Eq. (04)}$$

Ou seja, na condição de fratura,  $K = K_c$ , quando  $\sigma = \sigma_c$  (tensão crítica) para um defeito de tamanho crítico  $a_c$ .

Assim:

$$K_c^2 = E G_c = \sigma_c^2 \pi a \quad \text{Eq. (05)}$$

Portanto, quando um componente que contém uma trinca de tamanho  $a$  é submetido a um carregamento, as tensões evoluem para a tensão de fratura: o parâmetro  $K \rightarrow K_c$ .

Do ponto de vista do balanço da energia elástica e da liberação dessa energia para a fratura, isso corresponde a  $G \rightarrow G_c$ .

A partir desta consideração, obter o valor de  $K_c$  corresponde a se determinar o valor de  $G_c$  do material sob aquelas condições experimentais, e, portanto, representa a sua tenacidade à fratura, não sendo necessária a determinação experimental de  $\gamma_s$  e  $\gamma_p$  do material.

Desse modo, a avaliação da tenacidade à fratura dos materiais poderá ser feita por meio das medidas de  $K_c$ .

A vantagem reside no fato de que na literatura estão disponíveis expressões de  $K$  para diversas configurações de corpos de prova e valores de  $Y$  associados a estes corpos de prova. Assim, o valor de  $K_c$  será determinado a partir do valor da carga de fratura ( $P_f$ ) obtida naquele ensaio realizado com um corpo de prova para o qual o parâmetro  $Y$  é conhecido. Entretanto, algumas condições deverão ser obedecidas para se validar a igualdade da Equação (13), que configura a abordagem do problema da fratura de sólidos que contêm defeitos de acordo com os modelos da Mecânica da Fratura Linear Elástica: a trinca deverá ser muito pontiaguda e a zona plástica que venha a se desenvolver na sua extremidade deverá ser muito reduzida em relação às dimensões do corpo de prova e do tamanho dessa trinca (EWALDS et al., 1986).

Para diversas geometrias de amostras utilizadas com frequência na Engenharia, há tabelas de fórmulas para se obter os valores de  $K$  correspondentes às condições especificadas.

Percebe-se que a presença de qualquer defeito ou irregularidade do tecido dentário funcionaria como concentrador de tensão, tornando-se ponto de partida para a formação de uma trinca com conseqüências imprevisíveis à integridade de toda a estrutura.

Considerando-se que a dentina, e, principalmente, o esmalte, possuem um comportamento mais próximo ao dos materiais frágeis, esse fato torna-se particularmente importante.

No caso das próteses dentárias, o material cerâmico apresenta características de um material frágil e, assim, essa abordagem também é aplicável.

## II.6 – Fratura das Coroas Metalocerâmicas e de Cerâmica Pura

A cerâmica apresenta como desvantagem a tendência à fratura frágil, que ocorre devido à mínima absorção de energia no processo de fratura.

O alto índice de falhas é decorrente de fraturas originadas na superfície interna da coroa (VAN NOORT, 2004). Segundo ASHBY et al. (1985), a penalização a ser paga para a escolha de um material com elevada resistência é a sua fragilidade, pois sua tenacidade à fratura é baixa.

A presença de pequenos defeitos existentes, impreterivelmente em condições normais é, na verdade, um fator negativo no que se refere à fratura, pois, para uma tensão específica, esta poderá aumentar ou concentrar-se na extremidade do defeito.

Outra forma potencialmente prejudicial à estabilidade químico-mecânica do sistema cerâmico é a presença de trincas, que podem ser introduzidas durante o desgaste das superfícies cerâmicas como, por exemplo, no acabamento, no polimento ou no próprio ajuste oclusal após a cimentação da coroa. Esses minúsculos arranhões presentes na superfície de quase todos os materiais que, por vezes, se comportam como entalhes afiados cujas pontas são tão estreitas como o espaçamento entre os átomos dos materiais, são de elevada relevância. A presença de trincas leva à redução da resistência mecânica do sistema às solicitações da mastigação (BOHJALIAN et al, 2006). KELLY et al. (1990) confirmam a existência de trincas em todas as cerâmicas, com tendência a crescer até o seu tamanho crítico, quando colocadas sob tensão apropriada.

A direção da tensão pode ser considerada um fator contribuinte para a ocorrência de falhas, em sítios de baixa tensão, meramente devido à existência de grandes falhas dentro do campo de tensões, o que será ideal particularmente para a fratura das cerâmicas (WHITE et al., 1997). A magnitude dessa concentração depende da orientação e da geometria da trinca (CALLISTER, 2007).

As falhas nas restaurações são, de fato, um problema que pode estar relacionado a uma combinação de fatores (ÖZCAN, 2003). A fratura nas cerâmicas utilizadas em próteses odontológicas pode ocorrer por vários motivos, destacados por ANUSAVICE et al. (2007):

- tensões térmicas causadas por incompatibilidade térmica, processamento - condensação, fusão e sinterização e/ou por múltiplas queimas;
- carregamento oclusal localizado; e
- interferências (trauma).

Por sua vez, YEN (1984) classifica as falhas em três categorias principais:

- trincas superficiais;
- falhas de fabricação; e
- falhas induzidas pelo meio.

Particularmente, as trincas superficiais introduzidas por partículas duras, que causam uma compressão, podem penetrar de forma plástica nos sólidos frágeis. A deformação plástica localizada cria tensões residuais que levam à formação de trincas superficiais, com uma simetria aproximadamente semi-circular relacionada à simetria da zona plástica.

Todos os materiais frágeis contêm uma população de pequenas trincas e defeitos que possuem uma variedade de tamanho, geometria e orientações.

ASHBY et al. (1985) acrescentam que, quase sempre, os materiais cerâmicos contêm fraturas ou defeitos gerados, comumente, por métodos de produção como, por exemplo, pela sinterização, por estresse térmico causado pela diferença de temperatura e por abrasão por partículas.

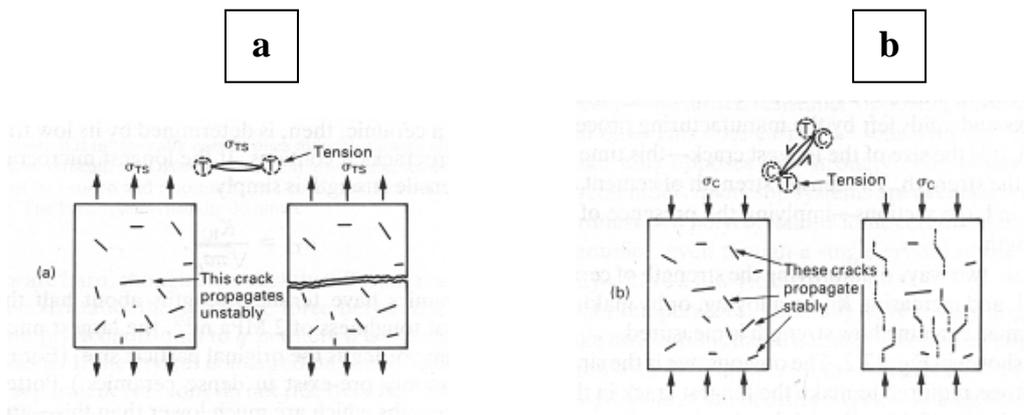


Figura 3 – Esquema representativo da propagação de trincas (a) frente às tensões de tração e (b) às tensões de compressão. Imagem retirada e modificada de ASHBY et al. (1985).

Para as tensões de compressão, não existe qualquer amplificação de tensões associada a qualquer defeito existente. Por isso, no esquema representativo acima os defeitos (rachaduras) em compressão (figura 3b) se propagam estavelmente e giram em torno de sua orientação original para se propagar paralelamente ao eixo de compressão. No entanto, quando a magnitude de uma tensão de tração (figura 3a), na extremidade de um desses defeitos, exceder o valor da tensão crítica, ocorre a formação de uma trinca que então se propaga, resultando na fratura. A direção do movimento da trinca é aproximadamente perpendicular à direção de tensão de tração aplicada. Por essa razão, as cerâmicas frágeis exibem resistência muito maior em compressão do que em tração (CALLISTER, 2007).

ASHBY et al. (1985) salientam que a diferença de tenacidade entre metais e cerâmicas encontra-se na plasticidade encontrada na ponta da trinca, onde a alta tenacidade encontrada nos metais se deve à energia absorvida na zona plástica, fazendo com que sua propagação seja muito mais difícil. Mesmo na ponta da trinca, onde as tensões são intensificadas, a resistência da rede molecular (ligações iônicas e covalentes) torna o escorregamento difícil (ASHBY et al., 1985).

Embora alguma plasticidade também possa ocorrer na ponta da trinca em materiais cerâmicos, isso é muito limitado. Assim, a energia absorvida é pequena e a tenacidade à fratura é baixa.

Segundo GREEN et al. (1998), a falta de habilidade das cerâmicas em apresentar deformações plásticas está associada às forças interatômicas de alta magnitude presentes nesses materiais.

ASHBY et al. (1985) e CALLISTER (2007) enfatizam a existência de poucos sistemas de escorregamento (planos e direções cristalográficas dentro daqueles planos) ao longo dos quais as discordâncias podem se mover. Para o escorregamento em algumas direções, os íons da mesma carga são colocados próximos uns dos outros. Devido à repulsão eletrostática, essa modalidade de escorregamento é muito restrita. Isso quer dizer que, no caso especificamente das cerâmicas, em que a ligação é altamente covalente, o escorregamento é difícil e o material é frágil pelas seguintes razões:

- ligações covalentes relativamente fortes;
- número limitado de sistemas de escorregamento; e
- complexas estruturas das discordâncias.

Contudo, várias análises detalhadas têm sido desenvolvidas no intuito de observar como os deslocamentos, gerados durante a deformação plástica, podem coalescer e produzir micro-fraturas, conduzindo à fratura frágil. Geralmente os deslocamentos tendem a se empilhar em grande número nas barreiras, contornos de grão e superfícies. Quando isso acontece, são produzidas altas tensões locais suficientes para o deslocamento em conjunto, formando o núcleo da fratura (KINGERY et al., 1976).

A falha desses materiais, freqüentemente, envolve a formação de microtrincas subcríticas. Essas microtrincas se formam durante a aplicação de tensões, devido à existência de tensões residuais localizadas, tensões resultantes da diferença de coeficiente de expansão térmica, bem como pela anisotropia (YEN, 1984).

## II.6.1 – Comportamento das Coroas Metalocerâmicas frente à Fratura

Embora as coroas metalocerâmicas suportem, de modo satisfatório, os esforços mastigatórios, as falhas não são incomuns e geralmente se manifestam como fraturas (CHAVES FILHO, 2001), podendo ser divididas, segundo O'BRIEN (1977), em:

- coesivas – quando acontecem isoladamente na porcelana ou na infraestrutura metálica, demonstrando um correto processo de união na interface;

- adesivas – quando há separação interfacial sem deixar qualquer vestígio de porcelana aderido ao metal;

- mistas – associando as duas características acima.

Um estudo realizado por ÖZCAN (2003) reconheceu as falhas mecânicas do sistema metalocerâmico e atribuiu como um dos fatores motivadores a vasta diferença no módulo de elasticidade entre o metal e os materiais cerâmicos.

Outro estudo relatou que quando a porcelana feldspática é resfriada, os cristais de leucita contraem-se mais do que a matriz de vidro, levando ao desenvolvimento de tensões compressivas tangenciais em volta das partículas de leucita, e ao aparecimento de micro-rachaduras em torno dos cristais (ANUSAVICE, 1998). Também pode estar relacionado a fatores ambientais. O ambiente oral influencia sobremaneira este processo de corrosão, pois apresenta tensão (estresse) mastigatória, água da saliva e dos túbulos dentinários, variações de temperatura e de pH, além de associações de diferentes coeficientes de expansão térmica entre diferentes materiais (MARTINS et al., 2010). Pode-se considerar que há uma perda de 20 a 30% de resistência em ambientes úmidos devido à quebra das partículas de sílica (corrosão dos óxidos metálicos), presentes na matriz de vidro. Os poros presentes nas coroas metalocerâmicas, quando submetidos a tensões mecânicas, tendem a crescer pela hidrólise (DAUKARAT et al., 1990). Os poros são potenciais concentradores de tensão e, assim, podem ser tratados como trincas, que poderão levar à fratura da porcelana (MEZZOMO et al, 2006).

Muitos estudos que mediram a resistência adesiva tênsil dos sistemas metalocerâmicos, realizados por ROSENSTIEL et al. (2002), foram consistentes em citar que a falha coesiva dentro da porcelana ocorreu em 15 a 39 MPa, enquanto a resistência adesiva medida no corte variou de 55 a 103 MPa, sendo que para muitas das determinações de resistência adesiva ao corte, foi observado um modo misto de falha, no qual a falha adesiva na interface metalocerâmica estendeu-se na porcelana, que fraturou coesivamente.

Já as fraturas que acontecem após um determinado período de tempo, segundo AKIHIKO et al. (2009) tendem a ser do tipo adesiva, no qual ocorre a separação entre a infraestrutura metálica e a porcelana. Para os sistemas metalocerâmicos a longevidade das restaurações, especificamente a integridade das camadas de porcelana, depende do

desenho do casquete metálico. Nessas coroas, dois princípios regem o controle de qualidade:

- a porcelana deve possuir a mínima espessura necessária para a estética desejada; e
- a porcelana deverá ser suportada pelo *copping* metálico, para que a tensão ou o cisalhamento à fratura possam ser minimizados.

## II.6.2 – Comportamento das Coroas Cerâmicas Puras Frente à Fratura

A necessidade de se realizar um suporte de alta resistência pode ser obtida pela utilização de uma subestrutura metálica ou por meio de uma subestrutura cerâmica reforçada na qual, segundo VAN NOORT (2004), os materiais cerâmicos são vistos por alguns com certo ceticismo, por suas propriedades mecânicas, em muitos aspectos, serem inferiores às dos metais. O desempenho clínico das coroas de cerâmica pura, no final dos anos 1990, apresentava-se como desanimador, se comparado às restaurações metalocerâmicas, especialmente para as coroas e próteses fixas localizadas na região posterior da cavidade oral (NEIVA, 1998). Isso porque o modo de propagação da fratura, nas coroas cerâmicas, ocorre tanto no casquete cerâmico quanto no revestimento feldspático, sendo que as falhas podem começar tanto na superfície oclusal como na margem cervical, ou na interface entre e o cimento e o casquete.

BONFANTE et al. (2009); MOUSTAFA et al. (2007) e KONSTANTINOS et al. (2004) obtiveram os mesmos achados em coroas IPS Empress II (Ivoclar), as quais, perante um carregamento estático, obtiveram trinca em cone, sendo esse o modo de fratura usualmente observado. Os autores descrevem a origem da falha na interface dos materiais cerâmicos, enquanto que a maioria dos estudos relata ser tal origem abaixo da identificação.

A união dos materiais cerâmicos é resistente o suficiente para que a trinca em cone atravesse a interface. Se tal união fosse fraca a trinca se propagaria através da interface cerâmica/casquete-cerâmico, ocasionando a delaminação, fato conhecido nas coroas Cercon (Degudent) (KELLY et al., 1990).

THOMPSON et al. (1994) e TSAI et al. (1998) classificaram a formação da fratura durante o processo de carregamento em três locais:

- na interface entre a porcelana de recobrimento e a infraestrutura cerâmica;
- na interface do agente de cimentação e infraestrutura cerâmica; e
- sobre o recobrimento cerâmico quando em contato com carregamento oclusal.

As razões primárias para falhas que acometem as coroas de cerâmica pura posteriores se devem à fratura e à desunião ao dente e, num menor aspecto, estão relacionadas à hipersensibilidade pós-operatória persistente.

Quando comparadas às coroas metalocerâmicas, as coroas de cerâmica pura apresentam problemas mecânicos intrínsecos pertinentes aos materiais cerâmicos, tais como a baixa resistência à tensão e a baixa resistência à fratura por flexão (ETEMADI et al., 2006).

HEATHER et al. (2007) descrevem como sendo a maior complicação clínica a fratura em restaurações de cerâmica pura, podendo ocorrer na infraestrutura e/ou na porcelana de cobertura. O sucesso desses sistemas depende da prevenção à falha, de modo a retardar a propagação da fratura.

Em restaurações de porcelana as tensões também podem ser causadas por espessura irregular, presença de microporosidades e preparos dentários com ângulos agudos. Por tais motivos, é importante a existência de um suporte rígido e resistente em restaurações com elevada carga mastigatória, preparo dentário apropriado, aperfeiçoamento das propriedades mecânicas das porcelanas e efetiva adesão ao substrato dentário com o propósito de se obter maior durabilidade mediante as condições inerentes da cavidade oral.

Em geral, tanto nas coroas metalocerâmicas como nas coroas de cerâmica pura, após a sinterização, onde se dá a fusão parcial das partículas, há a ocorrência de poros, que são, em grande parte, responsáveis pelo início de fratura nas porcelanas.

A porosidade presente em materiais cerâmicos, obtida a partir de misturas de pós, constitui defeito oriundo da sinterização. Como consequência negativa, tal porosidade se reflete nas propriedades mecânicas como um todo. Qualquer porosidade residual terá uma influência negativa tanto sobre as propriedades elásticas quanto sobre a resistência (CALLISTER, 2007).

Durante a sinterização, fatores como tempo, temperatura, pressão e viscosidade do material são aspectos relevantes na produção de defeitos, tanto na forma como no volume (CHEUNG, 2002). A necessidade de se reduzir a porosidade das cerâmicas dentais é importante não somente para o aumento da resistência, mas para a garantia de melhores resultados estéticos, uma vez que os poros dispersam a luz e diminuem a translucidez do material (CHEUNG, 2002).

Um levantamento a respeito do índice de sobrevivência das restaurações de cerâmica pura demonstrou um alcance de 88% a 100% após 2 a 5 anos de serviço e 84% a 97% depois de 5 a 14 anos de serviço (ETEMADI e SMALES, 2006).

Em revisão realizada, GOODACRE *et al.* (2003) quantificaram os insucessos mais comuns em próteses fixas e constataram que, em coroas unitárias metalocerâmicas, a ocorrência de fratura da cerâmica e os problemas endodônticos são os insucessos mais comuns, totalizando um índice de 3% para cada um dos grupos. Já nas coroas totalmente cerâmicas (livres de metal) o maior índice de insucesso foi representado pela fratura, alcançando valores de 7%. No que se refere às próteses parciais fixas metalocerâmicas, o índice de fratura é de 2%. PALMQVIST (1962) verificou que a falha na cobertura cerâmica de próteses metalocerâmicas alcançava o índice de 6% e os trabalhos de COORNAERT *et al.*, (1984) obtiveram um índice de 5% para este tipo de falha.

Além da resistência do material, outros fatores fazem parte da longevidade clínica das restaurações protéticas, incluindo-se as condições iniciais, a fabricação e a operação, as condições do meio ambiente e as funções clínicas (REKOW *et al.*, 2006).

## II.7 – Carregamento Monotônico

Se todas as coroas de cerâmica pura fraturam durante seu uso, isso se deve ao fenômeno de fadiga, carregamento excessivo ou devido a impacto (MOUSTAFA *et al.*, 2007).

Pode-se definir “força” como uma grandeza vetorial que quando aplicada a um corpo, deforma-o ou tende a mudar seu estado de repouso ou movimento (ELIAS *et al.*, 2007). Identadores de vários tipos são usados para investigar experimentalmente os efeitos dos carregamentos nas cerâmicas e as tentativas de simular comportamento clínico.

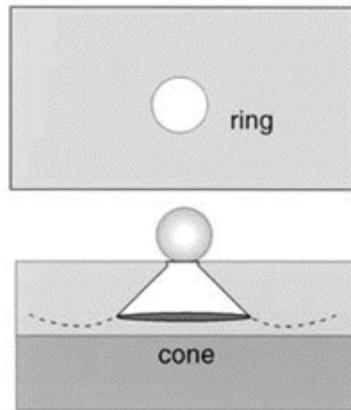


Figura 4 – Tipo de trinca resultante da endentação e carregamento em cerâmicas cimentadas. Identação do tipo romba, produzindo trincas do tipo cone. Imagem retirada e modificada de KELLY,1999.

O indentador esférico pode promover fratura (rachaduras) na superfície de origem, na superfície abaixo ou em um campo distante, de acordo com a distribuição das tensões (YI et al, 2008), conforme observado na figura 4.

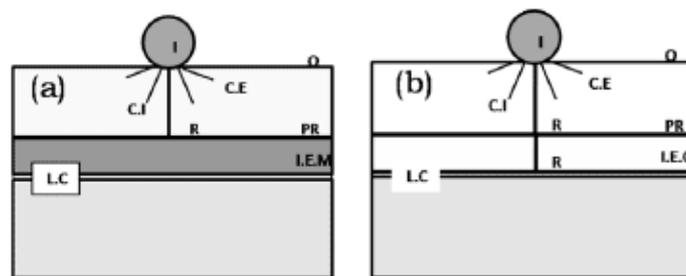


Figura 5 – Esquema da propagação da trinca após carregamento monotônico com indentador esférico em uma estrutura (a) metalocerâmica e uma estrutura (b) all-Ceram. Identador metálico (I), superfície oclusal (O), Cone Externo (CE), Cone Interno (CI), Trinca radial (R), Porcelana de revestimento (PR), Infraestrutura metálica (I.E..M), Infraestrutura cerâmica (I.E.C), linha de cimentação (L.C). Adaptado de MARTINS et al. (2010).

Estudos prévios qualificaram e quantificaram as várias formas de danos que podem ser provocados nos materiais cerâmicos e que podem apresentar potencial em originar fraturas, representado esquematicamente na figura 5. Existem dois modos básicos de falhas, um sob o ponto que recebe a carga, com origem na superfície oclusal, denominado de trinca tipo cone (interno ou externo) e outro na face oposta ao do ponto da carga, onde as trincas se originam na superfície de cimentação das infra-estruturas de cerâmica ou na interface entre a porcelana de cobertura e a infra-estrutura denominada trinca tipo radial (LAWN et al., 2002).

A trinca cônica externa (trinca de contato Hertziano) é o primeiro tipo de dano a surgir durante o carregamento. Possui uma angulação de aproximadamente 22° em relação à superfície oclusal, porém raramente apresenta uma expressão clínica. A trinca cônica interna é potencialmente mais agressiva, pois pode se propagar em direção à interface porcelana de revestimento/infraestrutura cerâmica, sendo que apresenta uma angulação maior do que a trinca cone externo, podendo provocar a fratura coesiva da porcelana de revestimento (REKOW et al., 2006).

A trinca do tipo radial é considerada a mais relevante e considerada como falha do sistema, pois pode promover a fratura catastrófica de toda a restauração (KIM et al., 2007). A trinca radial pode apresentar-se de duas maneiras distintas: a primeira partindo da superfície de cimentação da infraestrutura cerâmica, propagando-se em direção à superfície, possibilitando a fratura catastrófica; a segunda, partindo da interface cerâmica/cerâmica (revestimento/infraestrutura), apresentando características de fratura coesiva (LAWN et al., 2002; KIM et al., 2007).

A trinca radial é causada por uma tensão de tração abaixo da superfície devido à flexão da camada de porcelana em um substrato de suporte macio. Esse tipo de trinca é considerado pelos autores o mais relevante no contexto das falhas em coroas de cerâmica pura. Isso porque se deve à ocorrência em baixos carregamentos e pode se espalhar por longas distâncias (CHAI et al., 1999).

Um campo de tensões cisalhantes próximo do contato Hertziano se apresenta com uma transformação quase-plástica, também chamada de “zona de produção”, de onde partem micro-trincas (LAWN et al., 2001).

Trincas do tipo cone e deformações quase-plásticas são mais suscetíveis em seções espessas. Em seções finas, as trincas do tipo radial são mais suscetíveis (LAWN et al., 2001).

Segundo QUINN et al. (2005) as trincas radiais são as principais causadoras das falhas em coroas de cerâmica pura.

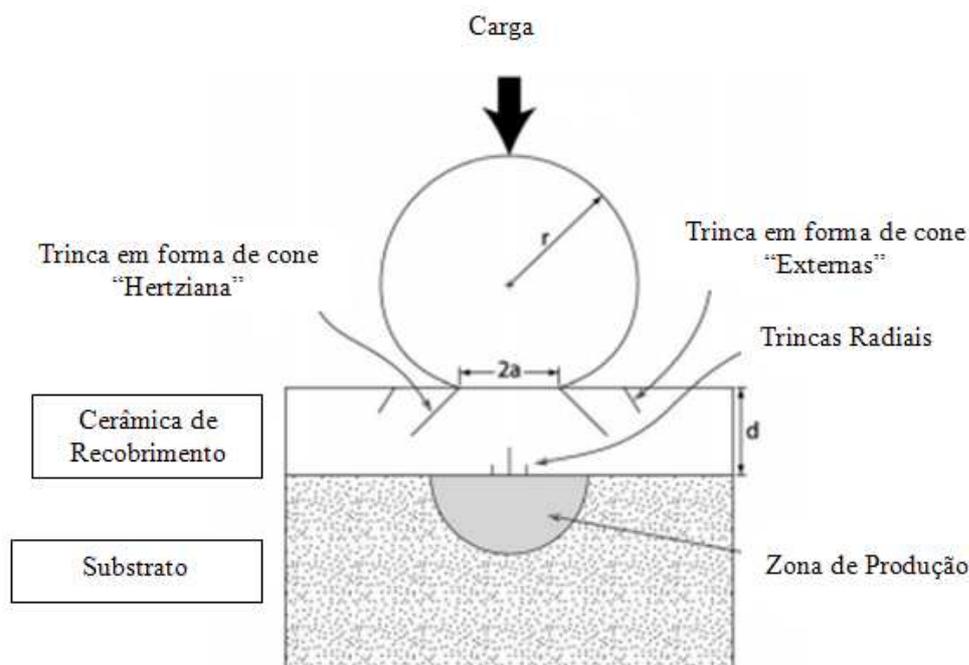


Figura 6 – Identação do tipo Hertziana. Extraído e modificado FORD,(2004).

THOMPSON et al. (1994) e WAKABAYASHI et al. (2000) argumentam que trincas de superfícies internas são bem prováveis na ocorrência de falhas em coroas. Muitos autores confirmam que as tensões são maiores sob o indentador e que a orientação do carregamento aplicado altera substancialmente o nível de tensão suportado pela coroa (REKOW, 2006).

Em estudo realizado, MOUSTAFA et al. (2007) demonstraram que 93% das coroas do tipo Empress 2 e 53% das do tipo Cercon, quando submetidas a um carregamento monotônico, falharam quebrando-se ao meio. Detectaram que as falhas começaram com um carregamento de aproximadamente 350N, no qual trincas do tipo cone foram vistas, porém o sistema somente veio a falhar com carregamentos de 719N e 1284N, respectivamente, nas coroas Empress 2 e Cercon.

## II.8 – Análise Fractográfica

Por definição, pode-se citar que a fractografia é o estudo da superfície de fratura, determinando entre outros eventos, a origem da falha, bem com o seu caminho (MECHOLSKY, 1974 apud KELLY, 1990).

A análise das falhas é investigada quando um componente, uma estrutura ou até mesmo um sistema vem a falhar quando solicitado. Isso pode acontecer por deficiência do material (processo de fabricação), do desenho ou por condições de tensão

induzidas *in situ*. A análise de uma falha enfoca normalmente a determinação da localização, do tipo e da fonte do defeito que deu início a uma trinca. Um estudo fractográfico normalmente faz parte de uma análise dessa natureza, que envolve o exame do caminho de propagação da trinca, assim como das características microscópicas da superfície de fratura (CALLISTER, 2007).

A presença de defeitos em materiais e restaurações dentárias é introduzida durante o processamento e manufatura ou é proveniente de condições como uso ou impacto, possibilitando um enfraquecimento estrutural no qual o processo de fratura pode começar. As falhas intra-orais acontecem durante a mastigação ou por hábitos noturnos parafuncionais, tais como bruxismo (SCHERRER et al., 2006).

A dificuldade em se detectar tal característica pode ser aumentada com o conteúdo cristalino presente, tamanho e forma de grão, quantidade de fraturas transgranular e intergranular e tamanhos relativos das características fractográficas.

Assim, na infraestrutura das coroas com alto conteúdo cristalino e tamanho de grão grande – como muitas aluminas (Cerestore, In-Ceram, Procera) – pode ser desafiador o encontro das características na superfície de fratura (KOK et al., 2002).

Em estudo, por meio de análises fractográficas, realizado por KELLY et al. (1990) em coroas In-Ceram clinicamente fracassadas, observou-se que a maioria das falhas, aparentemente, tiveram início na superfície interna, caracterizando um lugar sob grande tensão e/ou que se encontrava com grandes defeitos (inclusões, agregados ou grandes grãos). No entanto, WACHTMAN et al. (2009) citam que a fractografia tem demonstrado a causa mais comum de “origem da fratura” em materiais cerâmicos nos defeitos superficiais introduzidos pelo polimento dos corpos de prova.

## II.9 – Análise da Distribuição de Tensões

Pode-se considerar que nas próteses metalocerâmicas podem ocorrer tensões residuais compressivas na cerâmica, devido à diferença entre os coeficientes de expansão térmica do metal e da cerâmica: como o do metal é ligeiramente maior, ao resfriar-se após a etapa de sinterização da cerâmica, contrai mais. Como se encontram unidos, essa contração do metal irá exercer uma força compressiva sobre a cerâmica (WATAHA et al., 2002). Considerando-se as componentes de tensão que atuam no sólido, as tensões compressivas apresentam valores negativos. Quando ocorrem componentes de tensões trativas nessa região, resultam em valores positivos. Por exemplo, naquelas resultantes da aplicação de carga sobre a prótese em sua função

mastigatória, a tensão local resultante será a soma algébrica dessas tensões, no que resultam componentes de tensões trativas menores (ou nulas), ocasionando uma maior resistência à propagação de trincas (FERNANDES, 2007).

A substituição do esmalte e de parte da dentina por ligas metálicas e material cerâmico provocará alterações na distribuição das tensões internas. Torna-se, assim, interessante observar se essas alterações são do ponto de vista mecânico, benéficas para o dente e suas estruturas vizinhas (MORI et al., 1997). É inquestionável que a *performance* all-Ceram, como uma estrutura de suporte coroa-cimento-dente, é um sistema complexo.

SELNA *et al.* (1975), também pelo MEF, observaram grande concentração de tensões sob o ponto de aplicação de carga. A distribuição de tensões trativas abaixo do identador provavelmente, segundo MOUSTAFA et al. (2007), causa a trinca em forma de cone.

Segundo ANUSAVICE (1988), YOSHINARI et al.(1994) e PERIHAN OYAR et al. (2006) a distribuição de tensões e a transmissão de carregamento nas restaurações são alteradas pelo desenho da infraestrutura, carregamento, preparos do dente, cimentação e propriedade dos materiais protéticos utilizados.

O dente que recebeu a coroa metalocerâmica apresentou acúmulo de tensões nas vertentes vestibular e lingual da cúspide vestibular e na vertente vestibular da cúspide lingual, concordando com o trabalho de SUZUKI et al. (1989).

Analisando-se a concentração de tensões na cúspide vestibular, esta ocorreu de forma radial, o que explica, provavelmente, o sentido de fratura da cerâmica nessa região. Clinicamente, tem-se observado que essas fraturas ocorrem em forma de "lasca", podendo ou não atingir a superfície da infraestrutura metálica.

PERIHAN OYAR et al. (2006) realizaram uma análise comparativa em preparos dentários anatômicos com diferentes tipos de casquetes, sendo um de níquel-cromo e outro à base de cromo-cobalto. Observaram que o aumento no módulo de elasticidade do casquete resultou na diminuição nos valores de tensão na restauração. Por outro lado, a tensão nos tecidos dentinários, especialmente nas margens, aumentou. As maiores tensões de Von Mises dirigem-se para o centro da superfície oclusal da restauração, que envolve a parte cerâmica da coroa. Esse achado ratifica as afirmações de NALLY *et al.* (1971) de que "sulcos profundos devem ser evitados ao esculpir uma superfície oclusal em cerâmica".

Estudo realizado por MOTTA (2007) com coroas metalocerâmicas que receberam cargas fisiológicas (em ambas as cúspides) apresentou uma distribuição de tensões mais uniforme se comparada com modelos com aplicação de carga apenas em uma das cúspides (vestibular ou lingual), quando analisadas pelo Método de Elementos Finitos. Quando, porém, foram analisados os valores das tensões de tração em algumas regiões, verificou-se que os modelos com cargas fisiológicas apresentaram-se mais elevados. Pelo fato dessas áreas de valores mais elevados ocorrerem com menor incidência e serem menores, verificou-se que as cargas fisiológicas são melhores para o sistema.

Entretanto, REKOW et al (2006) descreveram que o aumento da rigidez da coroa proporciona um aumento na sua concentração de tensão. As coroas fabricadas com materiais com menor dureza, entretanto, transferem maior tensão para a camada de cimento e o dente de suporte.

REKOW (2006) ainda acrescenta que o aumento de espessura da coroa leva à diminuição de tensões dentro em seu interior, já que há maior quantidade de material para carregar.

Outro fator de pequena relevância, porém não desprezível é o módulo de elasticidade do cimento utilizado nas cimentações, sendo que os cimentos com módulo de elasticidade maior geram sistemas coroa-cimento-dente mais rígidos, causando uma diminuição de tensões dentro da coroa (REKOW et al., 2006).

## II.10 – Cálculo do Número de Amostras

O conhecimento do melhor tamanho de amostra tem elevada importância quando se deseja reduzir os custos da pesquisa, permanecendo reduzidos os erros cometidos nas inferências.

A utilização de um número adequado de repetições nos experimentos é de fundamental importância para a redução do erro experimental e conseqüente aumento da precisão experimental. Considerando-se o acima exposto verifica-se que resultados experimentais seguros poderão ser obtidos por meio da utilização de uma equação que determina o tamanho de amostra necessário para realizar o estudo.

$$n = \left( \frac{Z_{\alpha/2} \cdot \sigma}{E} \right)^2$$

Figura 7 – Fórmula do cálculo do número de amostras

onde:

n = número de indivíduos na amostra;

$Z_{\alpha/2}$  = valor crítico que corresponde ao grau de confiança desejado;

$\sigma$  = desvio-padrão populacional da variável estudada; e

E = margem de erro ou Erro Máximo de Estimativa. Identifica a diferença máxima entre a média amostral ( $\bar{X}$ ) e a verdadeira média populacional.

Os valores de confiança mais utilizados e os valores de Z correspondentes podem ser encontrados na tabela a seguir:

Tabela 1 – Valores críticos associados ao grau de confiança na amostra

Grau de Confiança	$\alpha$	Valor Crítico de $Z_{\alpha/2}$
90%	0,1	1,645
<b>95%</b>	<b>0,05</b>	<b>1,96</b>
99%	0,01	2,575

Tabela 2 – Valores relacionados às coroas metalocerâmicas e In-Ceram

	IN-CERAM	METALOCERÂMICA	IN-CERAM + METALOCERÂMICA
<b>MÉDIA</b>	954,33	2.438,82	1.696,58
<b>VARIÂNCIA</b>	74.407,09	48866,11	666.926,6
<b>DESVIO-PADRÃO</b>	272,78	221,06	816,66

Foi realizado um cálculo para de obter a Margem de Erro ou Erro Máximo de Estimativa, obtendo-se diferença máxima entre as médias de 1484,49.

Tabela 3 – Cálculo da Margem de Erro (E)

<b>Margem de Erro (E)</b>	
<b>Média Coroas Metalocerâmicas</b>	<b>2.438,82</b>
<b>Média Coroas In-Ceram</b>	<b>954,33</b>
<b>E</b>	<b>1.484,49</b>

Dados os valores necessários para o cálculo do número de indivíduos na amostra (n), obtém-se:

$$n = \frac{816,66^2 [Z (1,96)]^2}{1.484,49^2} \quad \Leftrightarrow \quad \boxed{n = 1,16}$$

No presente estudo, mediante o resultado de 1,16, optou-se pela confecção de cinco corpos de prova para cada grupo.

### III PROPOSIÇÃO

Realizar estudos do comportamento mecânico de fratura de coroas metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> de dentes pré-molares submetidos a carregamento monotônico com esfera metálica.

O presente trabalho tem o propósito de:

- verificar a resistência à compressão das coroas totais metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>;

- analisar e comparar os resultados obtidos entre os dois tipos de coroas testados e correlacionar com possíveis fatores que podem interferir no comportamento de resistência à fratura, tais como o preparo dentário curto; e

- analisar e comparar as superfícies de fratura, determinando a origem da falha e de propagação das trincas, por meio de análise fractográfica.

## IV METODOLOGIA DA PESQUISA

O trabalho de análise do comportamento mecânico de dentes humanos pré-molares restaurados com coroas totais metalocerâmicas e em In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> foi realizado com ensaios “in vitro” de carregamento monotônico.

### IV.1 – Seleção do Elemento Dentário

Os dentes humanos selecionados para o estudo pertencem ao grupo dos pré-molares superiores, visto serem dentes localizados na região posterior e apresentarem diâmetros semelhantes entre si (primeiro e segundo pré-molar) (ASH et al., 2002). Além disso, quando se trata de alimentos de maior dureza as forças mastigatórias têm atuação predominante na área do primeiro e segundo pré-molares (OKESON, 2000).

Os dentes hígidos foram doados por Bancos de Dentes de Instituição de Ensino Estácio de Sá, com autorização prévia a partir de Processo submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio de Janeiro (Projeto n° 139/09 - CEP/UFRJ).

Testes laboratoriais realizados em dispositivos cerâmicos padronizados pela ISO oferecem resultados com maior controle em relação às propriedades mecânicas do material, porém excluem o complexo efeito da geometria dentária (FISHER, 2002). Por outro lado, pode-se dizer que, o carregamento direto em restaurações em forma de coroa proporciona uma imitação da realidade clínica, apesar dos autores relatarem dificuldade nas comparações dos resultados obtidos (MOUSTAFA et al., 2007). Estudos realizados por WAKABAYASHI et al. (2000) relatam que o aumento no módulo de elasticidade do substrato não afeta o início da fratura. No entanto, TSAI et al. (1998) e SCHERRER et al. (1993), em diferentes estudos, concluíram que coroas de cerâmica suportadas por substratos com alto módulo de elasticidade são mais resistentes à fratura.

Antes da realização dos preparos dentários, os elementos dentários foram embutidos em resina epóxi (n° 331, Epoxtec, Rio de Janeiro), utilizando-se como guia, um dispositivo de silicone de modo que cada grupo de dez dentes fosse embutido ao mesmo tempo (Figura 8).

A distância entre a junção amelo-cementária do dente e a superfície superior do cilindro de resina epóxi foi de, aproximadamente, 1,5 mm (vide figura 11).

A confecção de cilindros de resina epóxi (nº 331, Epoxtec, Rio de Janeiro), permitiu a padronização quanto à localização centralizada e paralela ao longo de seu eixo dentário; o acoplamento na fresadora; o preparo contínuo e uniforme; e o alinhamento do dente com o sistema de aplicação de carga (punção).



Figura 8 – Dispositivo de silicone empregado na confecção dos cilindros em resina epóxi.

Antes e depois dos ensaios foram realizadas fotografias de todas as faces dos dentes utilizando-se uma máquina fotográfica (Nikon Coolpix 950) acoplada a um microscópio estereoscópico (Nikon SMZ645, Modelo 102).

#### IV.2 – Preparo Dentário

Já com o dente embutido e transcorridas vinte e quatro horas para a completa cura da resina epóxi, foram realizados os preparos dentários com o auxílio de uma lupa frontal com capacidade de ampliação de quatro vezes (Bio-Art, Artigos Odontológicos, São Paulo).

Utilizou-se uma fresadora (Microtenctor Blue Power – Laboratório Indent) de baixa rotação para a realização do início do preparo, com o objetivo de se obter paredes axiais paralelas. As brocas foram posicionadas na fresadora de modo a seguir o longo eixo do dente. A broca diamantada cilíndrica nº 3217 confere um término do tipo chanfro, no entanto, para ser realizada a quantidade correta de desgaste (1,5mm) foi utilizada a broca diamantada, tronco cônica, com extremidade arredondada nº 4138 totalmente apoiada na parede axial, acentuando o desgaste na região cervical de todas as faces, para acomodar o metal e a porcelana (PEGORARO, 2002), conforme seqüência demonstrada nas Figuras 9 e 10.



Figura 9 – (a) Fresadora (Microtenctor Blue Power – Laboratório Indent) (b) Sequência de desgaste inicial realizado com Ponta KGSorensen n°3217 e 4138, delimitando a espessura e o término do preparo (c) Demonstração do preparo intermediário.



Figura 10 – (a) Sulcos de orientação na oclusal, com a caneta de alta rotação (b) Corte oclusal com disco diamantado dupla face (c) Preparo com sulcos de orientação e altura de 4,0mm.

Sulcos de orientação foram realizados na oclusal (figura 10(a)), com a caneta de alta rotação (Kavo Rol Air 3) sob refrigeração, com a broca n° 3217, tendo como orientação as vertentes oclusais, reproduzindo a forma geométrica básica do dente. Na cúspide de trabalho houve um desgaste de 1,4mm (espessura da broca) e na cúspide balanceio uma redução de 1,2 mm. A altura do preparo foi determinada em aproximadamente 4 mm (REGO et al., 2004) a partir do término dentário, na face vestibular, com a ajuda de um paquímetro. O corte da superfície oclusal foi realizado com um disco de dupla face n° 7011 (KG SORENSEN) na fresadora. Durante a regularização do preparo, feito à mão, os sulcos foram unidos e as inclinações das paredes palatina e vestibular foram realizadas nas paredes a partir do término cervical (1/3 da face) em direção incisal. O refinamento do preparo foi realizado com as mesmas brocas.

Assim, o preparo dentário para as coroas metalocerâmicas obteve as seguintes características:

- Término cervical tipo chanfro. Espessura de aproximadamente 1,5 mm (diâmetro da broca) em todas as faces do dente, possibilitando espessura necessária para a estética;
- Na cúspide lingual, uma espessura de +/- 1,5mm, por se tratar de uma área funcional e de contenção cêntrica;
- Na cúspide vestibular, uma espessura de +/- 1,4mm;
- Ângulo de convergência cervical de 2° a 5° (primeira inclinação), e de 5° a 10° (segunda inclinação);
- Ângulos externos arredondados; e
- Altura do preparo de, aproximadamente, 4 mm.

Os dentes permaneceram armazenados durante todo o desenvolvimento do estudo em água destilada, em temperatura ambiente. Durante o preparo na fresadora foram mantidos constantemente umedecidos com água destilada.

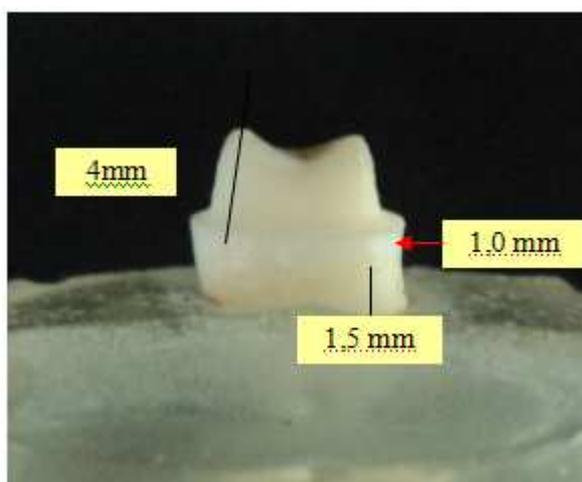


Figura 11 – Preparo dentário de primeiro pré-molar superior com suas respectivas alturas.

O preparo dentário para as coroas do tipo In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> obteve as seguintes características:

- Término cervical tipo chanfro profundo. Espessura de aproximadamente 1,5 mm (diâmetro da broca) em todas as faces do dente (face palatina e face vestibular);
- Na cúspide lingual, uma espessura de +/- 1,5mm, por se tratar de uma área funcional da cúspide de contenção cêntrica;

- Na cúspide vestibular, uma espessura de +/- 1,4mm;
- Ângulo de convergência cervical de 2° a 5°(primeira inclinação) e de 5° a 10° (segunda inclinação);
- Ângulos externos arredondados; e
- Altura aproximadamente do preparo de 4 mm.

#### IV.3 – Obtenção dos Modelos de Gesso

Após o preparo dentário, os dentes foram moldados com silicone de adição (Figura 12a) (Adsil, Vigodent S/A Ind. e Com., Rio de Janeiro).

Foram utilizados dispositivos cilíndricos, de tamanhos distintos que serviram como moldeiras individuais, com o objetivo de permitir uma quantidade ideal e uniforme de material de moldagem ao redor do corpo de prova (Figura 12b).

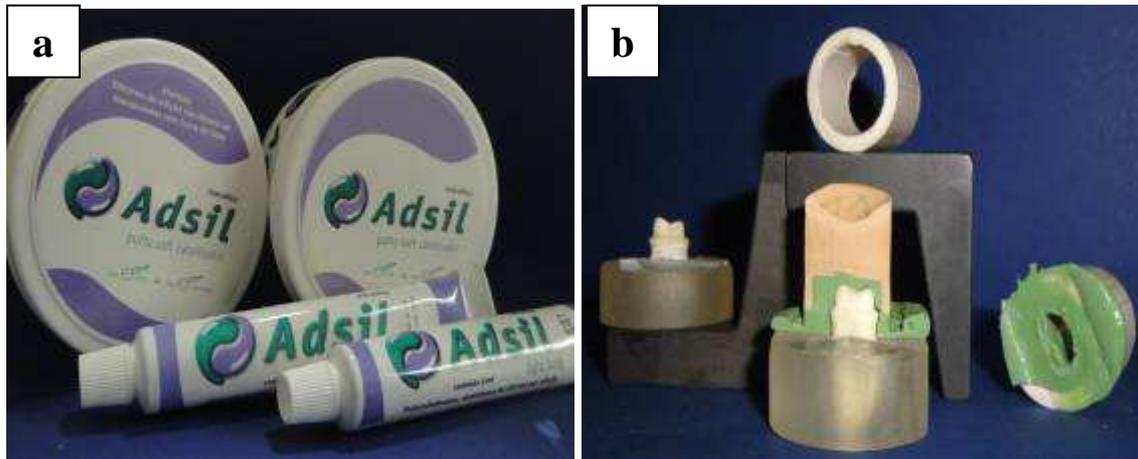


Figura 12 – (a) Material de moldagem à base de silicone de adição (b) Dispositivo cilíndrico utilizado na padronização das moldagens dos preparos dentários.

Os modelos foram obtidos em gesso especial do tipo IV (Durone, Dentsply Ind. e Com. Ltda., Petrópolis, Rio de Janeiro). Um dispositivo a base de silicone foi confeccionado para que todos os modelos tivessem um suporte cilíndrico de gesso. Os modelos com suporte cilíndrico facilitaram o manuseio em laboratório (figura 13).



Figura 13 – Dispositivo de silicone confeccionado para a obtenção dos modelos de gessos, com base cilíndrica. Modelos confeccionados com gesso especial tipo IV.

#### IV.4 – Padronização das Coroas

Todas as etapas de confecção das coroas totais metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>, desde a confecção da infraestrutura à aplicação da cerâmica de recobrimento, foram realizadas no mesmo laboratório de prótese (Odontolab), de modo a manter os mesmos procedimentos laboratoriais, minimizando falhas relacionadas à diferença de procedimentos de cada laboratório.

Os casquetes foram medidos quanto à espessura, averiguando as medidas preconizadas por SHILLINGBURG et al. (1998). A infraestrutura metálica teve a espessura de 0,3 mm, o mínimo preconizado para se obter a resistência e rigidez necessárias para garantir a longevidade da restauração.

A verificação da espessura da porcelana de recobrimento dos corpos de prova foi realizada com a ajuda de um especímetro (Golgran Ind. Com. Odontológicos LTDA, São Paulo- SP), para que as medidas satisfizessem a espessura do metal juntamente com a espessura da cerâmica de 1,5 mm (KU et al., 2002). A espessura mínima absoluta da porcelana é de 0,7mm, e a espessura desejável é de 1,0mm (SHILLINGBURG,1998). A espessura final da coroa metalocerâmica foi de +/- 1,5mm.

As instruções do fabricante VITA<sup>®</sup> para a busca do padrão almejado, em uma coroa do tipo In-Ceram, são:

- Espessura da infra-estrutura de 0,5mm; e
- Espessura de revestimento cerâmico de 1,2 a 1,5mm na oclusal, totalizando uma coroa de aproximadamente de 1,7 a 2,0mm.



Figura 14– Esquema representativo da espessura para as coroas do tipo In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

Retirado de [http://www.vita-zahnfabrik.de/resourcesvita/shop/en/en\\_3051511.pdf](http://www.vita-zahnfabrik.de/resourcesvita/shop/en/en_3051511.pdf).

As coroas apresentaram valores semelhantes ao preconizado pelo fabricante, onde os casquetes apresentaram valores de 0,6 mm. A espessura final da coroa foi, em média, de 1,6 mm.

#### IV.5 – Cimentação das Coroas Totais

Inicialmente, os preparos dentários foram limpos com mistura de água e pedra pomes (Asfer Indústria Química), lavados e secos por 30 segundos,

O cimento de escolha utilizado foi o Cimento Rely X<sup>®</sup> Luting 2 (Ionômero de Vidro Modificado por Resina - 3M ESPE, ref 3525TKA) (CRAIG e POEWERS, 2004), tanto para as coroas metalocerâmicas como para as coroas de In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

O cimento foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante (Anexo I).



Figura 15 – Cimento Rely X<sup>®</sup> Luting 2 (Cimento de ionômero de vidro modificado por resina, 3M ESPE, ref. 3525TKA).

Após a espatulação do cimento, uma fina camada foi colocada na borda da coroa (região cervical) e assentada inicialmente, com pressão digital (REGO et al., 2004).

As coroas metalocerâmicas e In-Ceram foram mantidas sob uma carga estática de 5 kg durante 10 minutos (MOTTA, 2007; MARTINS, 2010).



Figura 16 – Carregamento estático de 5 kg durante 10 minutos

Quando o excesso de cimento, presente nas margens, estiver pastoso o mesmo deve ser recoberto com vaselina para que não desidrate ou trinque. Os excessos dos cimentos, portanto, foram removidos com uma sonda exploradora nº 5, depois de transcorridos dois minutos do tempo de presa. Não se deve tentar retirar o excesso do cimento enquanto ele ainda estiver mole, pois esse excesso ajuda a proteger as margens durante a polimerização (SHI LLINGBURG et al, 1998).

O sucesso clínico do cimento de ionômero de vidro depende da rápida proteção oferecida contra a hidratação e a desidratação. É enfraquecido pela exposição imediata à umidade, enquanto o dissecamento, por outro lado, produz gretas por contração do cimento recém-polimerizado. Por essa razão, o cimento que fica junto às margens da coroa deve ser protegido por uma camada de vaselina ou verniz (SILVA, 2007). Mediante tal assertiva, foi aplicada vaselina na linha de cimento, já que a água possui um papel crítico na reação de presa do cimento ionômero de vidro. Inicialmente, a água serve como um meio para a reação e, então, lentamente hidrata a matriz formada de ligações cruzadas, permitindo, desse modo, a formação de estrutura gel estável mais resistente e menos suscetível à umidade (ANUSAVICE et al., 2005), ainda que este material seja menos suscetível a uma exposição prematura a umidade do que o ionômero de vidro convencional (CHO et al, 1995).

Decorridos quinze minutos, os corpos de prova foram submersos em água destilada, por vinte e quatro horas (MASAO, 1994; BEHR, 2008), à temperatura de 36°C (+/- 1°C), em uma estufa, previamente ao início dos testes de resistência à compressão, de modo que ocorresse a relaxação das tensões.

#### IV.6 – Ensaio Mecânico Laboratorial com Carregamento Monotônico

O ensaio mecânico com carregamento monotônico foi realizado na Máquina Universal de Ensaios (figura 17), com capacidade máxima de 1000 kgf (10kN) (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, Paraná). A célula de carga foi imposta por ação mecânica e uniforme em um único sentido, compressivamente com a velocidade de 0,5mm/min até a fratura da coroa.



Figura 17 – Máquina Universal de Ensaios EMIC

Um indentador esférico de aço inoxidável, com raio de 4 mm (MOTTA, 2007) foi utilizado para o ensaio.

No primeiro ensaio, foram utilizados dez coroas, sendo cinco coroas metalocerâmicas e cinco coroas de In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>. Em um segundo ensaio foram utilizadas as mesmas quantidades de corpos de prova, sendo que a carga foi direcionada a 45° sobre a cúspide palatina. Foi realizado um terceiro ensaio com dentes naturais, utilizados como padrão ouro (*gold standard*). Na figura 18 encontra-se apresentada, esquematicamente, a formação desses grupos e, na figura 19, exemplifica-se cada tipo de coroa utilizada nos ensaios.

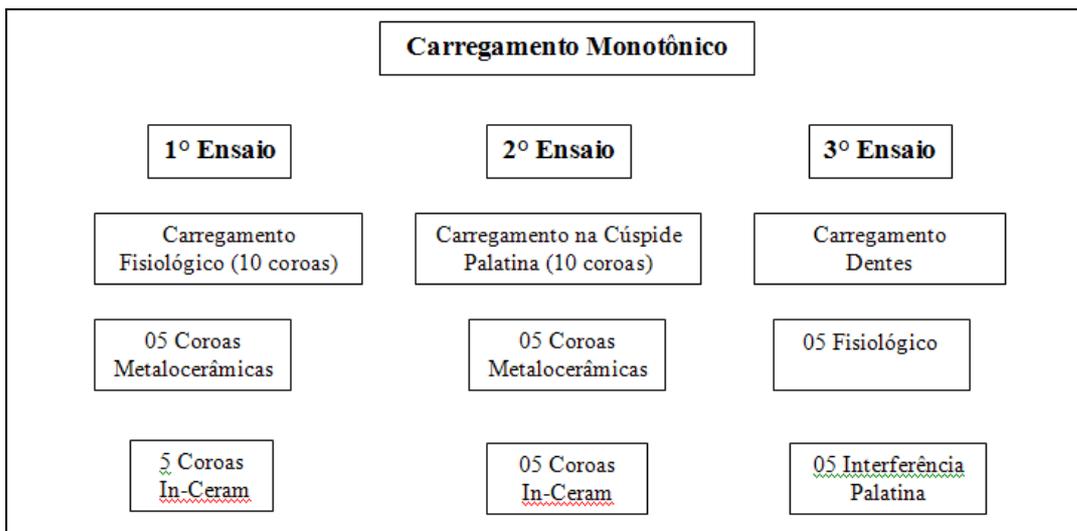


Figura 18 – Organograma da divisão dos grupos.



Figura 19 – Apresentação dos tipos de coroas (a) Coroa Metalocerâmica (b) Coroa In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> (c) Dente Hígido.

#### IV.6.1 – Localização do carregamento:

a) Carregamento Fisiológico: O ponto da aplicação da carga ficou localizado entre as vertentes das cúspides vestibular e palatina, permitindo uma melhor distribuição da carga, incidindo no longo eixo do dente (Figura 20).



Figura 20 – Posicionamento do indentador (carregamento fisiológico) no corpo de prova.

b) Carregamento Lateral na Cúspide Palatina: O ponto de aplicação da carga foi na cúspide palatina, com inclinação de 45°, obtido com o auxílio de um dispositivo, simulando uma interferência oclusal durante o movimento lateral de não-trabalho da mandíbula (figura 21).

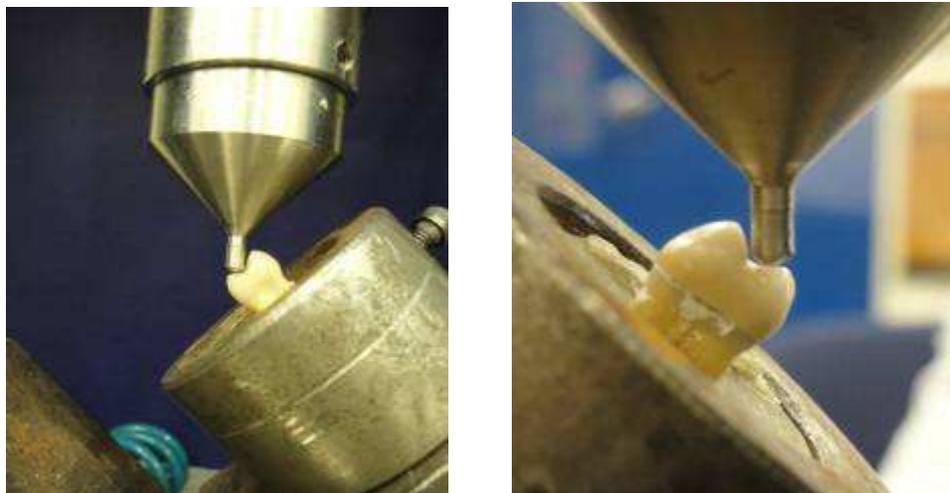


Figura 21 – Posicionamento do identador (carregamento lateral na cúspide palatina) no corpo de prova.

Os registros obtidos possibilitaram a configuração de um gráfico no qual os valores de y correspondem à carga (N) e os valores de x correspondem ao deslocamento (mm) dos ensaios. Os resultados encontram-se no item V – Resultados e Discussão.

#### IV.7 – Análise Fractográfica

A utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV / COPPE – UFRJ) possibilitou a inspeção da superfície de fratura das coroas de In-Ceram e metalocerâmica.

A seqüência a seguir foi realizada na análise fractográfica:

- após a fratura das coroas, todos os fragmentos foram recolhidos e armazenados, de modo a preservar as características a serem analisadas. Todos os corpos de prova foram identificados e fotografados antes e depois do ensaio mecânico realizado;

- as partes foram manipuladas com cautela para evitar qualquer contaminação que porventura pudesse danificar as superfícies fraturadas;

- o sistema dente-coroa foi montado no porta-amostra. Identificado e metalizado com uma fina camada de ouro possibilitando sua nítida visualização no microscópio eletrônico de varredura; e

- no MEV pode-se realizar uma análise da área de fratura na região de aplicação da carga, a origem e a propagação da trinca.

#### IV.8 – Análise Estatística

Os resultados numéricos obtidos no ensaio com carregamento monotônico oclusal e carregamento monotônico palatino foram analisados estatisticamente, utilizando-se o teste de Análise de Variância (ANOVA).

Considerou-se o índice de  $\alpha = 0,05$ , estatisticamente significativo.

Os dados encontram-se apresentados no Anexo II.

## V RESULTADOS E DISCUSSÃO

Mesmo com todo o sucesso das coroas metalocerâmicas, as exigências quanto às características estéticas e de biocompatibilidade dessas restaurações conduzem a uma permanente busca por novas técnicas de fabricação para as coroas e, assim, novos desafios de desempenho são estabelecidos como metas a serem alcançadas. Disso surge a força motora para o desenvolvimento de novos e promissores sistemas de restaurações cerâmicas (MOUSTAFA et al., 2007).

A metalocerâmica é, seguramente, o sistema de prótese mais utilizado nas modalidades de reabilitação oral (PEGORARO, 2002). A utilização de cerâmicas fundidas sobre estrutura metálica veio melhorar bastante sua resistência, principalmente no que se refere ao cisalhamento e à tração (PEGORARO, 2002). No entanto, há uma crescente utilização de coroas em cerâmica pura, mesmo para as próteses em dentes posteriores (YOSHINARI, 1994; PRÖBSTER, 1992).

No estudo, optou-se pela confecção de coroas metalocerâmicas e coroas de cerâmica pura do tipo In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>. Foi possível observar o comportamento dessas coroas quando submetidas ao carregamento mecânico (monotônico) considerado normal (fisiológico) na sua superfície oclusal, e quando este carregamento se realizava lateralmente, simulando uma possível interferência na cúspide palatina.

### V.1 – Ensaio com Carregamento Monotônico Oclusal (Fisiológico) – Coroas Metalocerâmicas e Cerâmicas

Os gráficos das Figuras 22 e 23 são representativos dos ensaios com carregamento monotônico oclusal para os dois tipos de coroas analisadas no estudo. Os valores significativos para a carga de cada um dos ensaios e os valores médios para cada um dos conjuntos encontram-se apresentados na Tabela 4.

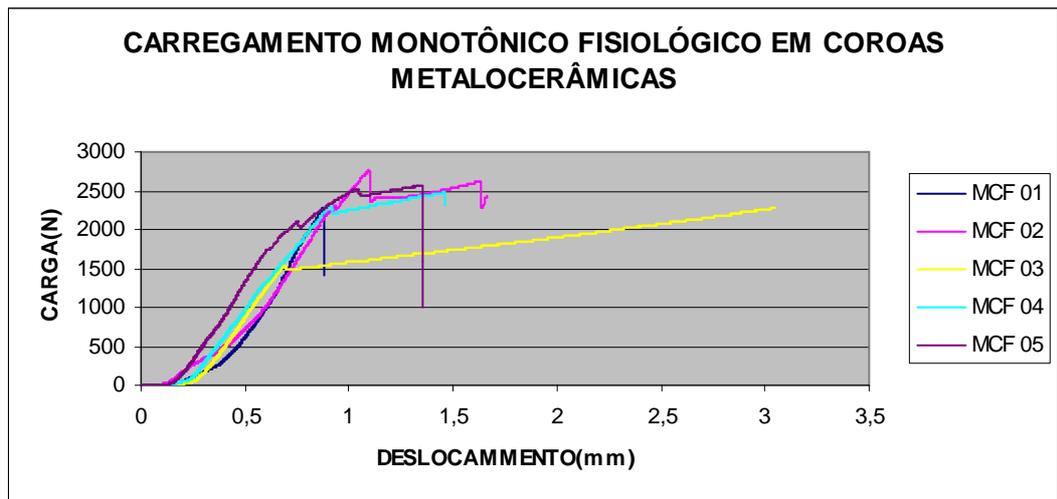


Figura 22 – Gráfico resultante do carregamento monotônico oclusal fisiológico em coroas metalocerâmicas.

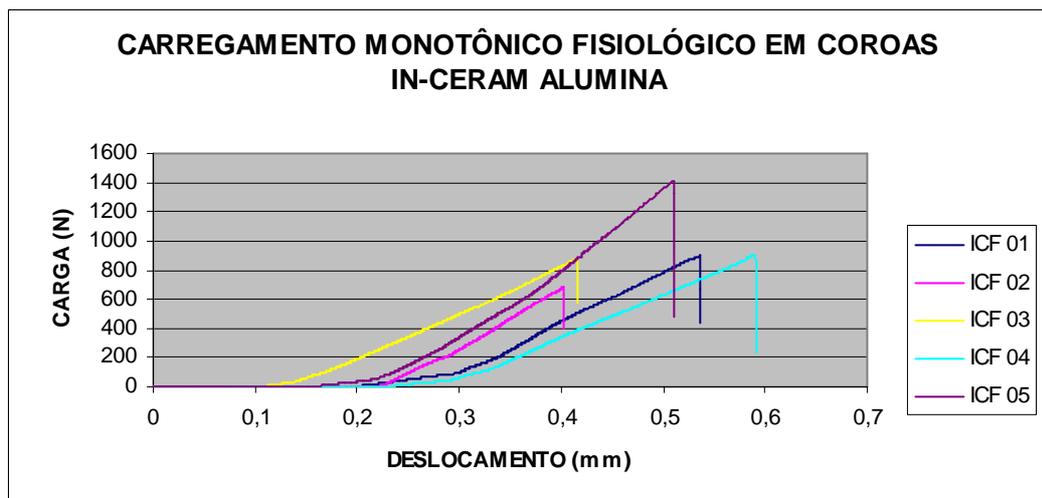


Figura 23 – Gráfico resultante do carregamento monotônico oclusal fisiológico em coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

Tabela 4 – Valores significativos da carga em ensaio monotônico oclusal (fisiológico) das coroas metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

<i>Corpo de Prova</i>	<i>In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup></i>	<i>Metalocerâmica</i>	
	<i>Carga de Fratura (N)</i>	<i>Carga de Pop in (N)</i>	<i>Carga de Fratura (N)</i>
<b>1</b>	<b>900</b>	-----	<b>2270</b>
<b>2</b>	<b>678</b>	<b>2217</b>	<b>2762</b>
<b>3</b>	<b>875</b>	<b>1537</b>	<b>2280</b>
<b>4</b>	<b>905</b>	<b>1329</b>	<b>2303</b>
<b>5</b>	<b>1412</b>	<b>2112</b>	<b>2576</b>
<i>Média</i>	<b>954</b>		<b>2438</b>
<i>Variância</i>	<b>74407</b>		<b>48866</b>
<i>DesvPad</i>	<b>272</b>		<b>221</b>

Pode-se observar que o maior valor de carga de fratura obtido nas coroas metalocerâmicas foi de 2762 N e o menor valor obtido foi 2270 N. Estes valores são significativamente superiores quando comparados com aqueles máximos e mínimos do grupo de coroas In-Ceram, 1412 N e 678 N, respectivamente.

No que se refere aos valores médios e desvio-padrão para cada conjunto, as coroas metalocerâmicas apresentam valores de 2438 N e 221 N, respectivamente. Para o grupo das coroas In-Ceram foram obtidos 954 N e 272 N, respectivamente.

Nos ensaios das coroas metalocerâmicas foi observada a ocorrência de *pop in* quando do carregamento (exceto em um dos ensaios). A ocorrência do *pop in* – pequena queda seguida de recuperação nos valores da carga é representativa do surgimento de trinca no sólido, porém de característica estável, não sendo capaz de levar à sua fratura. (LAWN et al., 2002).

A ocorrência de *pop in* não foi verificada nos ensaios com coroas In-Ceram. Para esse conjunto, ao ser alcançada a carga máxima, ocorreu uma queda brusca no registro da carga, caracterizando a fratura frágil do sistema. Esse comportamento está de acordo com os resultados descritos por MOUSTAFA et al. (2007).

Os resultados obtidos nos dentes com coroas metalocerâmicas com carregamento oclusal feitos por KU (2002) indicaram valores de carga de fratura de

1317 +/- 220 N para os ensaios de compressão, porém realizados com dentes incisivos centrais superiores.

Os resultados apresentados por MOTTA (2007) em coroas metalocerâmicas para o mesmo tipo de dente (pré-molar) e modo de carregamento (oclusal – fisiológico) alcançaram valores cuja média alcançou 4517 N, portanto, significativamente superiores aos do presente trabalho. As diferenças encontradas em relação aos valores do presente estudo com os resultados de MOTTA (2007) podem ser devido aos seguintes fatores:

- espessura das coroas: no presente estudo a espessura ficou em torno de 0,1 a 0,2 mm, portanto inferior á espessura reportada naquele trabalho;

- alturas dos preparos dentários: no presente estudo são inferiores àquelas realizadas por MOTTA (2007). A distância da junção amelo-cementária, de 1 mm até o término do preparo, resultou em uma altura do preparo de aproximadamente de 4 mm, caracterizando um preparo “curto”.

Segundo TSAI (1998), o módulo de elasticidade relativamente baixo da dentina representa uma razão crítica para o possível desenvolvimento de altas tensões de tração dentro do sistema cerâmico. Assim, é recomendada uma espessura mínima nos casquetes cerâmicos para que seja fornecida a mesma resistência à fratura que materiais duros, tais como ligas metálicas.

PRÖBSTER (1992) relatou em estudos com coroas metalocerâmicas em Ni-Cr que o valor de carga de fratura obtido foi de 1494 N, e para o tipo In-Ceram, o valor de resistência à fratura foi de 964 N. Outros estudos comparativos entre coroas metalocerâmicas e coroas de cerâmica pura quanto à resistência à fratura frente a um carregamento monotônico fisiológico, como os realizados por CAMPBELL (1989), MILLER et al. (1992), SMITH (1994) e LEE (2000), condizem com os resultados aqui obtidos, nos quais as coroas metalocerâmicas são mais resistentes que as coroas de cerâmica pura.

Mesmo com os progressos das cerâmicas, as coroas do tipo In-Ceram, por serem um sistema totalmente cerâmico, ainda apresentam, segundo DELLA BONA (2004), limitações tais como a baixa resistência às forças de tração, porosidades, diferenças de expansão térmica entre as partículas de alumina e o infiltrado de vidro de lantânio e defeitos superficiais, que são considerados iniciadores de fraturas.

### V.1.1 – Distribuição de Tensões

As análises por métodos de elementos finitos (MEF) de coroas dentárias são importantes ao permitir a identificação dos locais mais prováveis para a ocorrência de falhas (locais onde as tensões de tração são mais elevadas), bem como para auxiliar a identificação das áreas de risco desses elementos dentários (MOTTA, 2007).

WAKABAYASHI et al. (2000) relataram vários fatores associados ao estado de tensão presente nas restaurações cerâmicas, destacando:

- espessura das camadas de cerâmica;
- propriedades mecânicas dos materiais;
- módulo de elasticidade do substrato de suporte;
- direção, magnitude e frequência da carga aplicada;
- tensões residuais induzidas pelo processamento de fabricação;
- defeitos na interface restauração-cimento; e
- efeitos do meio ambiente.

As análises por MEF presentes na literatura, relativas às coroas metalocerâmicas, identificam como áreas em que as tensões trativas são predominantes as regiões da cúspide vestibular, no sulco principal, na interface metal-cimento e na região externa do recobrimento cerâmico vestibular (PROOS, 2002, OYAR, 2006, MOTTA, 2007). O carregamento oclusal realizado em coroas metalocerâmicas nas cúspides leva a um aumento dos valores de tensão trativa nessas regiões.

No caso das coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> as análises por MEF verificaram tensões de tração dentro da infraestrutura cerâmica, especificamente na região oclusal, próximo à interface da cerâmica de recobrimento com a infraestrutura. Porém, a magnitude dessas tensões varia de acordo com cada sistema all-Ceram e seus constituintes (PROOS, 2002).

Uma análise comparativa entre sistemas metalocerâmicos e all-Ceram indica que, no caso de metalocerâmica com infraestrutura de ouro, as tensões de tração são da ordem de 15,8 MPa, e para sistemas com Ni-Cr, da ordem de 14,3 MPa (PROOS et al, 2002). Quando se trata de all-Ceram, foram verificados valores da ordem de 92,1 MPa (In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>) e 81,2 MPa (In-Ceram zircônia).

No que se refere às tensões residuais, nas coroas metalocerâmicas os seus valores são menores (PROOS et al.2002, DE JAGER et al., 2006), de modo a favorecer um aumento na resistência à fratura suportada por esse tipo de coroa.

Nas coroas metalocerâmicas a aderência entre a liga metálica fundida e a porcelana é muito importante para a sua resistência. A adesão interfacial deverá ser forte o suficiente para que, no caso de fratura, a mesma ocorra inteiramente dentro da porcelana (falha coesiva). Estudos relativos à resistência adesiva em tração do sistema metalocerâmico foram consistentes com esses conceitos (KELLY et al., 1969). A falha coesiva dentro da porcelana ocorre para valores entre 15 e 39 MPa, enquanto a resistência adesiva apresenta valores entre 55 e 103 MPa. Nesses estudos sobre a resistência adesiva, foi observado um modo misto de falha, no qual a falha adesiva na face metalocerâmica estendeu-se na porcelana, que fraturou coesivamente (ROSENSTIEL et al., 2002).

Quando o modo de carregamento predominante se localiza nas cúspides haverá um aumento dos valores de tensão trativa nessa região, podendo mais facilmente exceder a resistência à fratura do material, e assim, levar à falha da coroa.

#### V.1.2 – Análise Fractográfica

Trincas em forma de cone são características nos testes de compressão com indentadores de ponteiros esféricas. Essas trincas são referidas na literatura como *Hertzian cracks* (QUINN et al., 2005). LAWN et al. (2002) descrevem que as trincas em forma de cone partem da superfície, externamente ao círculo de contato, onde as tensões trativas são máximas. A trinca cresce estavelmente para baixo, como um anel, com a fratura ocorrendo quando o valor da tensão local alcança aquele valor de tensão crítica associada à tenacidade a fratura ( $K_{IC}$ ) do material.

Desde que existam tensões trativas máximas fora do raio de contato, sua fratura dependerá da intensidade de carregamento. FORD et al.(2004) explicam que baixos carregamentos induzem a uma pequena deformação do recobrimento cerâmico.

Os resultados fractográficos deste estudo são similares àqueles obtidos por SHROTRIYA et al. (2003), nos quais corpos carregados monotonicamente com indentadores de diâmetros de 0,8, 3,18 e 8,0 mm obtiveram trincas do tipo cone abaixo da área de contato. O diâmetro do indentador utilizado neste estudo foi de 4 mm, e assim, o início da fratura ocorreu de modo similar àquele relatado na literatura.

No caso dos ensaios com carregamento oclusal (figura 24) fica bem identificada a área de contato do identador, caracterizando uma deformação plástica localizada devido às cargas de compressão. Essa deformação, na forma de uma calota esférica, é representativa de uma zona de deformação plástica que leva ao aparecimento de microtrincas (tipo cone) nas suas bordas (PETERSON, et al.,1998, LAWN et al., 2002, SHROTRIYA et al., 2003, MOUSTAFA et al., 2007). O campo de tensões de tração local fará com que ocorra o estágio de propagação da trinca de modo instável (frágil), com a falha do elemento cerâmico (coroa).

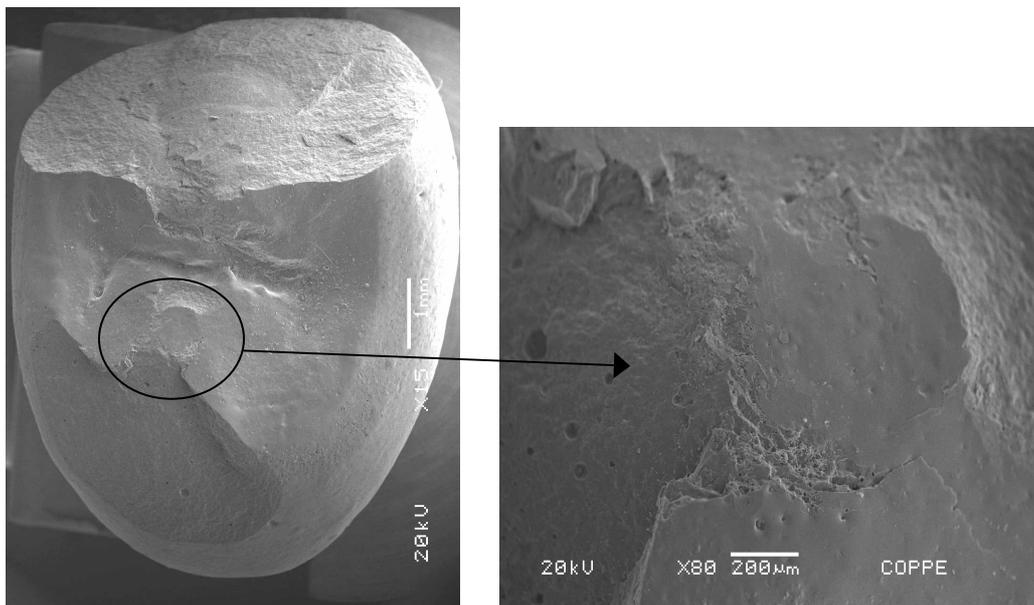


Figura 24 – (a) Vista superior de coroa metalocerâmica submetida à carregamento oclusal. Fratura em ambas as cúspides. (b) Detalhe da calota esférica relativa ao contato do identador.

A fractografia da Figura 25(b) correspondente à cúspide vestibular. Os detalhes da fratura, localizadamente, são indicativos de propagação da trinca (tipo cone) associada à zona circular que se forma a partir da região de deformação resultante do contato do cone esférico com a cúspide.

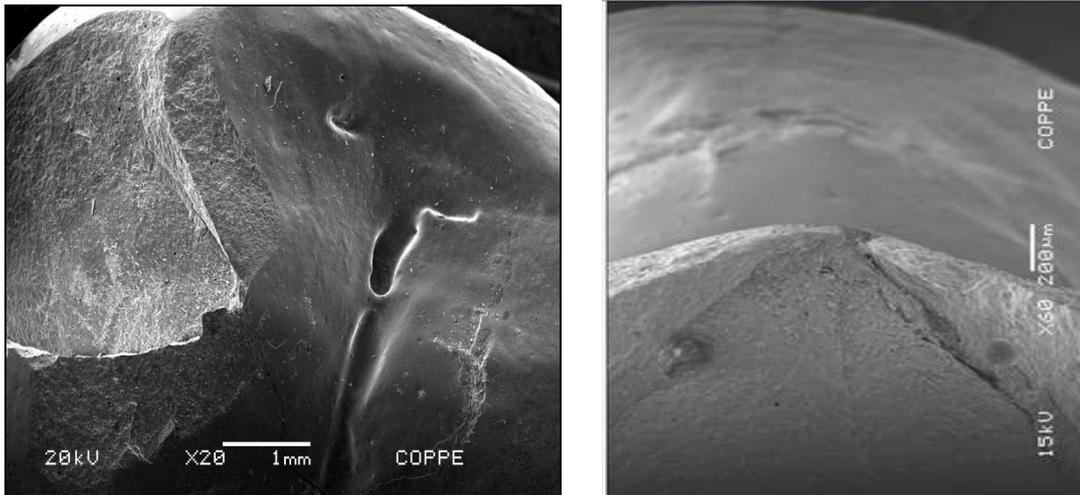


Figura 25 – (a) Deslocamento cerâmico na cúspide vestibular frente o carregamento monotônico oclusal (b) Fratura em forma de cone na cúspide vestibular.

No conjunto de cinco coroas metalocerâmicas testadas, verificou-se que três sofreram fratura do tipo coesiva, uma sofreu fratura adesiva e uma sofreu fratura mista.

O padrão de fratura obtido por MOTTA (2007) nos ensaios com coroas metalocerâmicas apresentou regiões em que a porcelana se separou completamente da infraestrutura (fratura adesiva) e, em outras regiões, partes da porcelana permaneceram aderidas (fratura coesiva). Nas coroas metalocerâmicas a fratura ocorreu na área de rebordo marginal, na região das faces proximais.

No presente trabalho, o padrão de fratura encontrado foi diferente. As fraturas começaram a partir do ponto de contato do identador com a coroa, percorrendo as áreas de maior tensão trativa (cúspide vestibular, na porção oclusal da infraestrutura metálica e sulco principal). Esse modo de fratura está de acordo com a previsão de falha dessas coroas a partir de análises realizadas por Método de Elementos Finitos (OYAR, 2006, PROOS, 2002, MOTTA, 2007).

Na figura 26 verifica-se uma trinca partindo do sulco principal e percorrendo a face proximal.

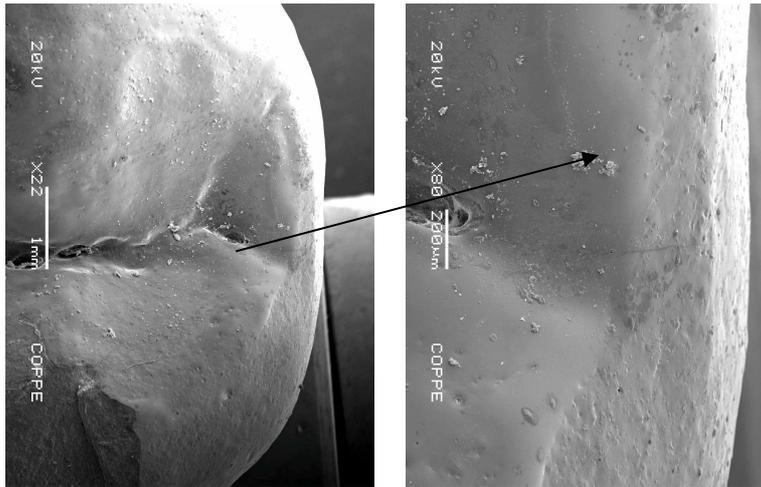


Figura 26 – Carregamento oclusal de coroa metalocerâmica. Fratura coesiva na cúspide palatina (d) Existência de trincas do sulco principal.

Na figura 27 verifica-se uma fratura do tipo mista. Na cúspide vestibular observa-se a exposição da infraestrutura metálica com uma fratura do tipo adesiva, enquanto na cúspide palatina há uma fratura do tipo coesiva.

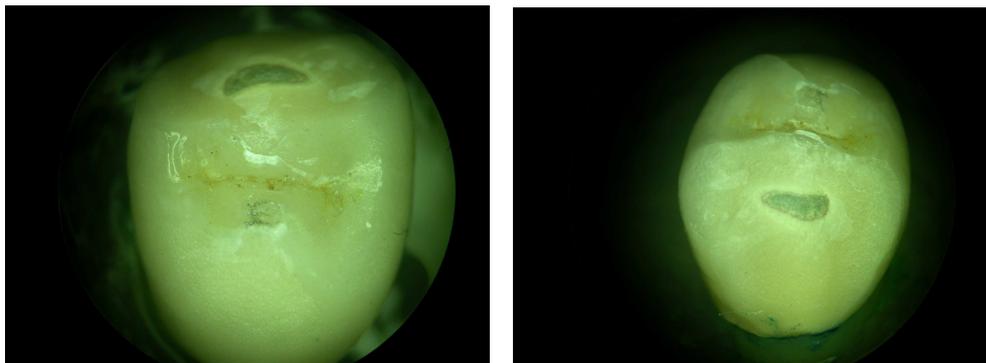


Figura 27 – Fratura adesiva (cúspide vestibular) e coesiva (cúspide palatina) em coroa metalocerâmica submetida a carregamento fisiológico.

Tal ocorrência está de acordo aos resultados descritos por MOTTA (2007), no qual as maiores tensões de tração do sistema “coroa metalocerâmica” se encontram na porção oclusal da infraestrutura metálica, sendo um valor pouco mais elevado na região da cúspide vestibular.

Em estudos realizados com dentes incisivos superiores recobertos com coroas metalocerâmicas e all-Ceram, submetidos a carregamento monotônico fisiológico e supervisionados visualmente, SMITH et al. (1994) verificaram que nas coroas metalocerâmicas ocorreram fraturas na interface metal-opaco. No caso das coroas all-Ceram, 50% apresentaram fratura do tipo “delaminação”. As ocorrências de fratura com

trincas no casquete e fratura do tipo catastrófica responderam por, respectivamente, 25% das ocorrências.

Nas coroas do tipo In-Ceram a falha do sistema ocorre para cargas compressivas menores, mas também levando à formação de calotas circulares, o que caracteriza a formação das trincas do tipo cone, anteriormente citadas.

Para o conjunto de coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> ensaiadas no presente trabalho, três sofreram fratura catastrófica e duas sofreram fratura do tipo coesiva.

Verifica-se nas Figuras 28 e 29 que o carregamento fisiológico resulta no contato do identador nas duas cúspides, o que é caracterizado, nas figuras, pela presença das calotas nessas regiões. Devido à anatomia irregular da coroa (que segue o padrão dentário) não há garantia da distribuição uniforme e simultânea da carga em ambas as cúspides – a localização e o tamanho das calotas formadas nas cúspides são diferentes para cada coroa. Na figura 29(a) é apresentada a fractografia com o detalhamento da área de compressão causada pelo identador esférico. Trincas são ramificadas a partir da região da calota, indicativas da ação de componentes de tensões de tração localizadas nessa região periférica à calota de contato. A trinca segue em direção ao sulco principal, onde as tensões de tração, segundo a literatura, são mais elevadas (figura 28b) (PERIHAN OYAR et al., 2006)

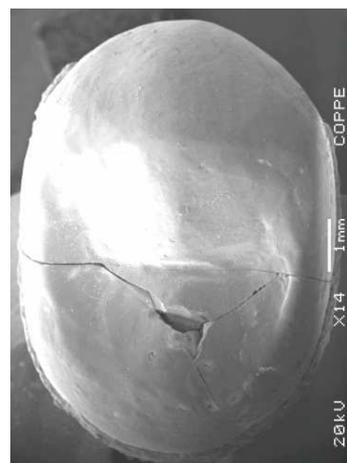
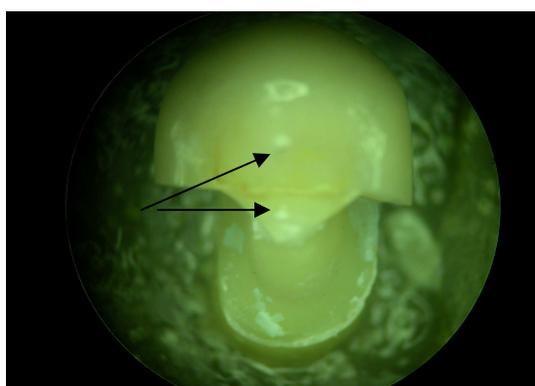


Figura 28 – (a) Carregamento oclusal de coroa In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> – as setas identificam as calotas de contato formadas no ensaio de compressão. (b) Vista da coroa reconstituída a partir do reposicionamento do fragmento da coroa, onde se encontra, também, a área de contato.

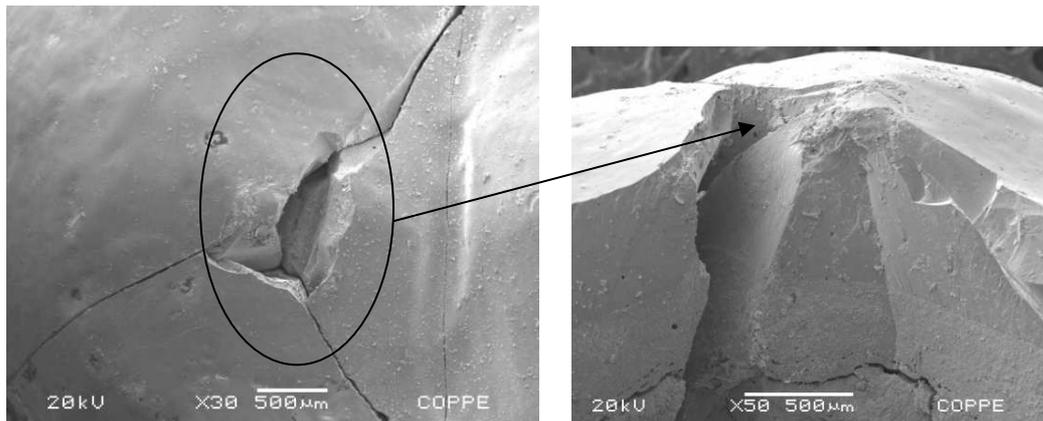


Figura 29 – (a) Detalhe da região de início de fratura, a partir da calota de contato. (b) Vista lateral da fratura (após a retirada do fragmento): calota de contato (deformação) e caminhos de propagação da fratura frágil.

KELLY et al., 1990, THOMPSON et al., 1994, TSAI et al., 1998 consideram como pontos críticos e suscetíveis à formação de trincas em coroas all-Ceram submetidas a carregamento fisiológico:

- (a) a interface entre a porcelana de recobrimento e a infraestrutura;
- (b) a interface do agente de cimentação e a infraestrutura; e
- (c) a região do entorno da área de contato do carregamento esférico com a superfície da coroa.

Ensaio realizados com coroas all-Ceram identificaram que as áreas prevalentes de fratura possuem as seguintes localizações: nas regiões do sulco, na interface entre diferentes materiais (porém nas proximidades do ponto de carregamento) e no ponto de contato entre o identador e a coroa. Falhas nesses locais são esperadas como resultantes das tensões trativas correspondentes à flexão da coroa, assim como do contato “hertziano” (PALLIS et al., 2004).

Verifica-se nas Figuras 30 e 31 detalhes do fragmento de coroa In-Ceram. O aspecto geral da fratura segue as características clássicas de fratura frágil em materiais cerâmicos, com a formação de muitas e pequenas trincas a partir do contato do identador (Figura 31c) (CALLISTER, 2007).

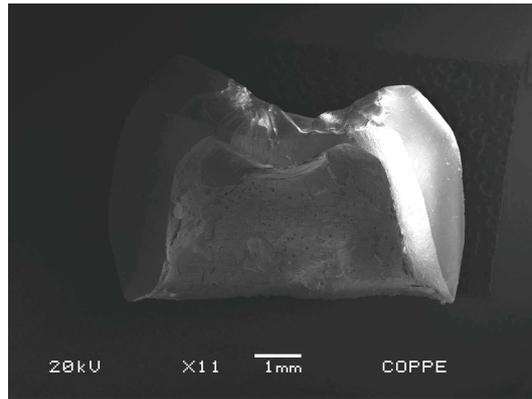


Figura 30 – Vista lateral da fratura - fragmento de coroa In-Ceram.

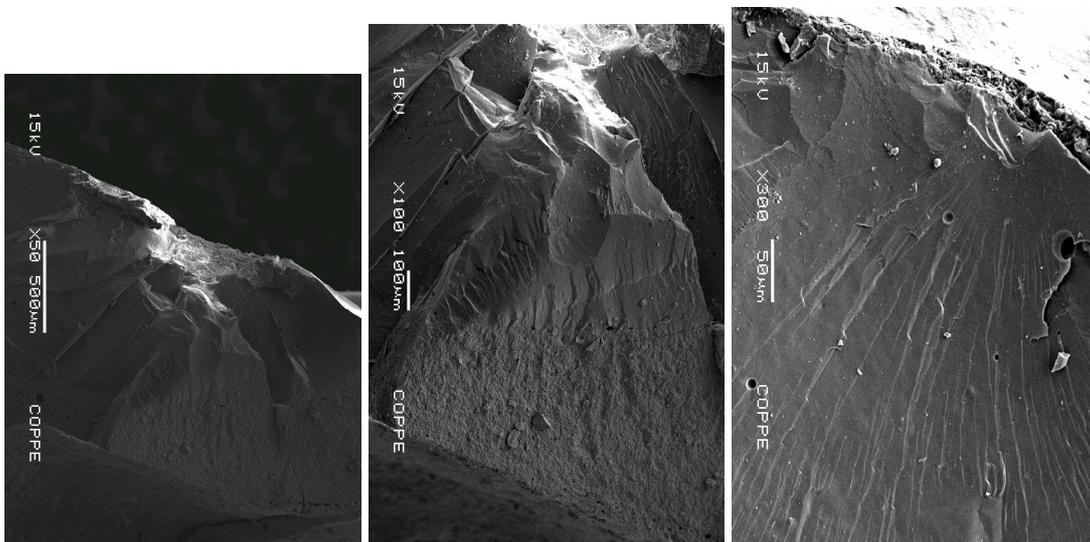


Figura 31 – Carregamento oclusal em coroa In-Ceram. (a) Ponto de contato do identador com a coroa (b) Ondas de propagação (c) Propagação das trincas a partir da zona quase-plástica.

## V.2 – Ensaio com Carregamento Monotônico Lateral na Cúspide Palatina – Coroas Metalocerâmicas e Cerâmicas.

Os gráficos das Figuras 32 e 33 são representativos dos ensaios com carregamento monotônico lateral na cúspide palatina para os dois tipos de coroas.

Os valores significativos para a carga de cada ensaio e os valores médios para cada um dos conjuntos estão apresentados na Tabela 5.

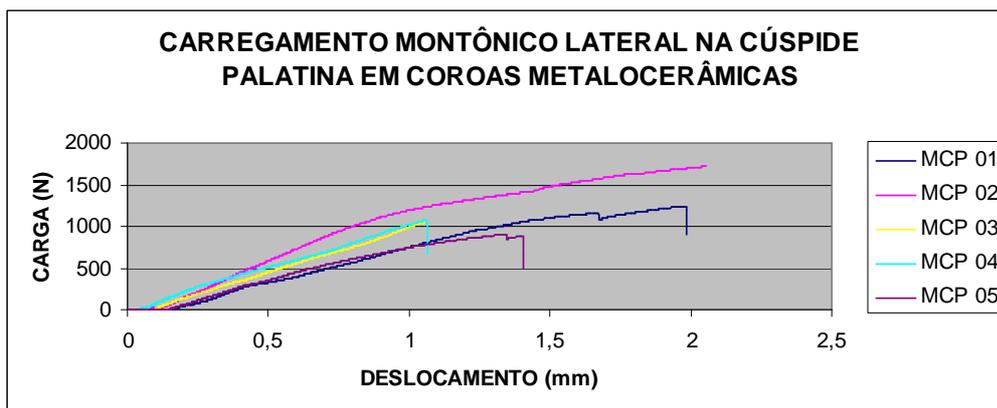


Figura 32 – Gráfico resultante do carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em coroas metalocerâmicas.

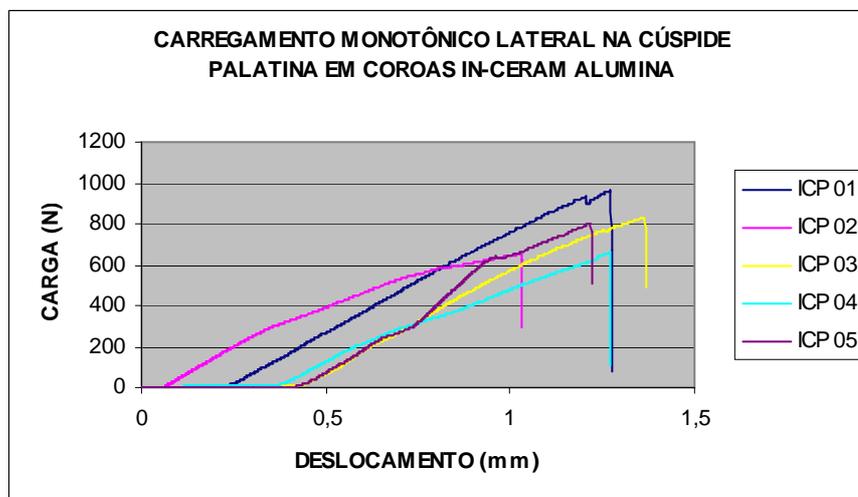


Figura 33 – Gráfico resultante do carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

Tabela 5 – Valores significativos da carga nos ensaios monotônico lateral na cúspide palatina das coroas metalocerâmicas e In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

<i>Corpo de Prova</i>	<i>In-CeramALUMINA<sup>®</sup></i>	<i>Metalocerâmica</i>	
	<i>Carga de Fratura (N)</i>	<i>Carga do Pop in (N)</i>	<i>Carga de Fratura (N)</i>
<b>1</b>	<b>964</b>	<b>1166</b>	<b>1241</b>
<b>2</b>	<b>652</b>	<b>1625</b>	<b>1719</b>
<b>3</b>	<b>831</b>	-----	<b>1052</b>
<b>4</b>	<b>661</b>	-----	<b>1076</b>
<b>5</b>	<b>801</b>	-----	<b>909</b>
<i>Média</i>	<b>782</b>		<b>1199</b>
<i>Variância</i>	<b>16837</b>		<b>98260</b>
<i>DesvPad</i>	<b>129</b>		<b>313</b>

Nos ensaios das coroas metalocerâmicas (Figura 32) foi observado a ocorrência de *pop in* em dois ensaios. O valor máximo para a carga de fratura foi de 1719 N e o menor valor de 909 N. No caso das coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> (Figura 33), o maior valor obtido foi 964 N e o menor valor foi de 652 N.

No que se refere aos valores médios e desvio-padrão para cada conjunto, as coroas metalocerâmicas apresentaram valores de 1199 N e 313 N, respectivamente. Para o grupo das coroas In-Ceram foram obtidos os valores de 782 N e 129 N, respectivamente (Tabela 5).

Verifica-se, desse modo, que as coroas metalocerâmicas apresentam valores de fratura superiores quando comparadas com as coroas In-Ceram, sob condições de carregamento monotônico lateral. Entretanto, para ambos os tipos de coroas, os valores de carga de fratura com este modo de carregamento são significativamente inferiores se comparados àqueles observados nos ensaios sob condições de carregamento monotônico oclusal (fisiológico).

#### V.2.1 – Distribuição de Tensões

Segundo PROOS et al. (2002), tanto a direção quanto a magnitude do carregamento afetam, inevitavelmente, a distribuição de tensões geradas nas coroas.

Componentes de forças laterais levam a tensões com localizações distintas daquelas observadas no caso do carregamento fisiológico, e principalmente, de valores mais elevados (PALLIS et al., 2004, MOTTA, 2007).

Estudos realizados por MOTTA (2007) utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF) identificaram elevados valores de tensão de compressão na área de aplicação da carga (no local de contato do atuador com a coroa) e na região cervical da face lingual para modelos de dentes pré-molares. Os valores de tensão de tração mais altos foram encontrados na região cervical e na interface metal/cimento, ambos na região da face vestibular. Em todos os modelos identificou-se concentração de tensões na área do sulco principal, apresentando elevados valores de tensão de tração nessa região.

A aplicação do carregamento lateral, como aquele realizado na cúspide palatina do presente estudo, leva ao desenvolvimento de elevadas tensões de tração no sistema, proporcionando sua fratura mais rapidamente, e assim, com valores de carga de fratura inferiores àqueles encontrados nos ensaios sob carregamento fisiológico. Este fato é corroborado pelas análises de MEF presentes na literatura (PROOS, 2002, MOTTA, 2007).

#### V.2.2 – Análise Fractográfica

Foram observadas fraturas na cúspide palatina para coroas metalocerâmicas. A fratura apresentada na Figura 34 revela o casquete metálico abaixo da região de fratura.



Figura 34 – Fratura em coroa metalocerâmica sob carregamento monotônico lateral na cúspide palatina.

Este modo de fratura é indicativo da ação da subestrutura metálica no desvio da fratura, que teve início no elemento cerâmico. Assim, a região de união entre a subestrutura metálica e o material cerâmico poderia atuar como um “escudo” quanto à propagação de fratura, de modo a evitar que a mesma se propagasse na direção do elemento dentário, o que poderia causar danos consideráveis no dente, podendo comprometer a permanência do elemento dentário.

PALLIS et al. (2004) alegam que as cargas laterais são as mais prejudiciais aos elementos dentários. Quando o carregamento se dá na cúspide ocorre uma condição de tensões mais desfavorável ao dente, comparado com o carregamento incidente no eixo central.

Nas Figuras 35 e 36 apresenta-se o modo de fratura predominante observado nos ensaios das coroas In-Ceram sob carregamento lateral. Verifica-se a ocorrência de fraturas extensas, com restrita possibilidade de reparo em se tratando de um caso clínico. Entre as cinco coroas ensaiadas, duas apresentaram fraturas longitudinais como a seguir apresentadas:

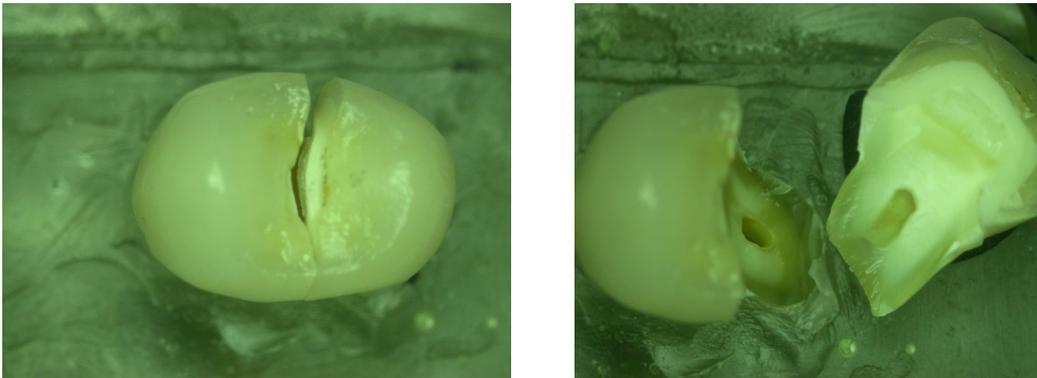


Figura 35 – (a) Fratura de dente com coroa In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> sob carregamento monotônico lateral na cúspide palatina. (b) Fratura completa do dente em duas partes. Análise por lupa.

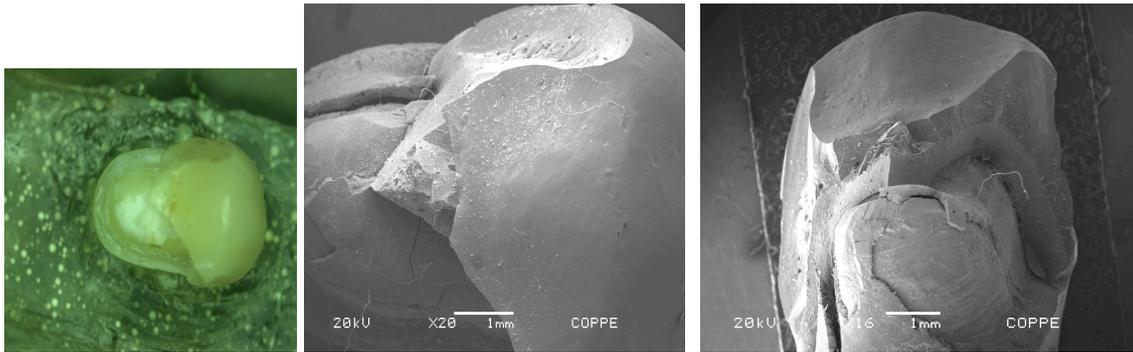


Figura 36 – Vista da fratura de dente com coroa In-Ceram sob carregamento lateral. (a) Microscopia ótica (lupa). (b) e (c) - MEV

Uma terceira coroa In-Ceram apresentou a fratura em forma de delaminação (figura 37).

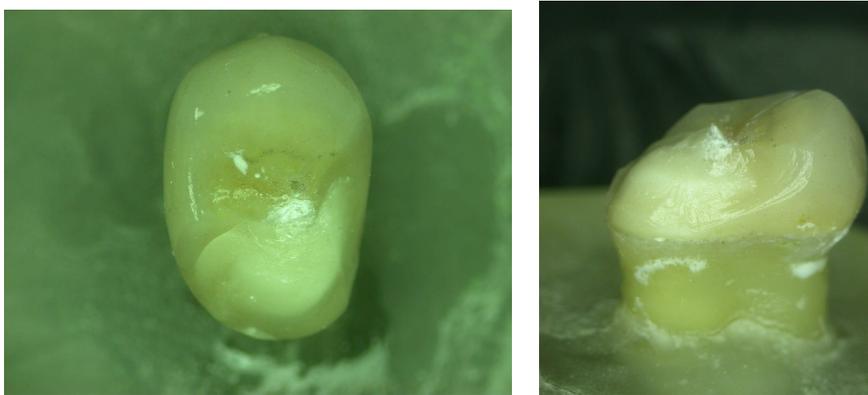


Figura 37 – Delaminação da cerâmica de revestimento com carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

### V.3 – Carregamento Monotônico em Dentes Hígidos – Carregamento Fisiológico e Lateral.

Os gráficos das Figuras 38 e 39 apresentam o comportamento de fratura de dentes hígidos quando submetidos a carregamento oclusal (fisiológico) e lateral, respectivamente.

Os valores significativos para a carga de cada um dos ensaios e os valores médios para cada um dos conjuntos estão apresentados na Tabela 6.

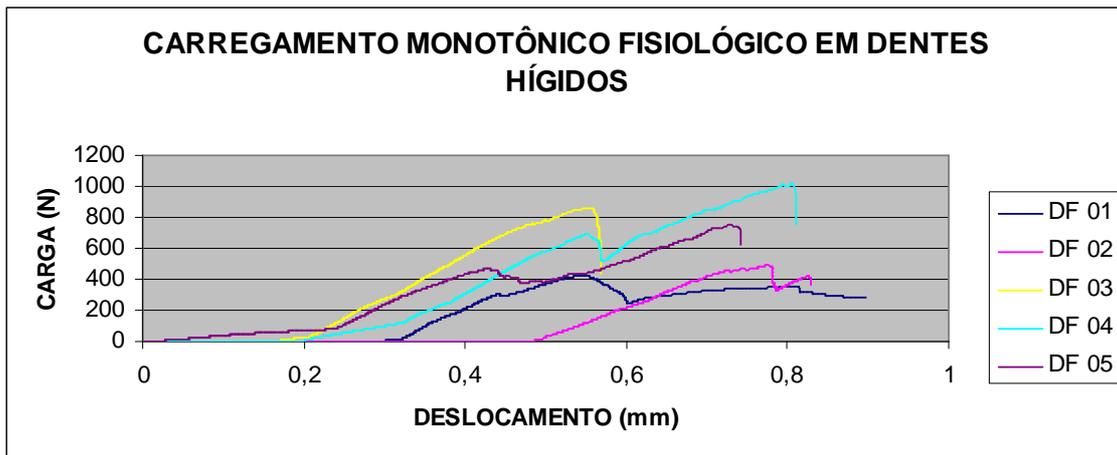


Figura 38 – Gráfico resultante do carregamento monotônico oclusal fisiológico em dentes hígidos.

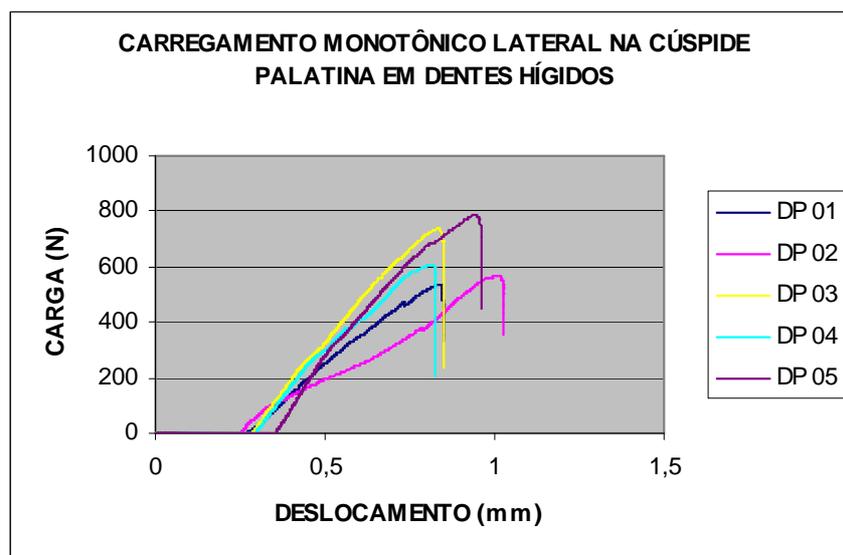


Figura 39 – Gráfico resultante do carregamento monotônico lateral na cúspide palatina em dentes hígidos.

Tabela 6 – Valores das cargas (*pop in* e fratura) obtido nos ensaios em dentes hígidos (pré-molares) sob condições de carregamento monotônico - fisiológico e lateral (cúspide palatina).

<i>Corpo de Prova</i>	<i>Carregamento Lateral</i>		<i>Carregamento Fisiológico</i>
	<i>Carga de Fratura (N)</i>	<i>Carga do Pop in (N)</i>	<i>Carga de Fratura (N)</i>
<b>1</b>	<b>471</b>	<b>306</b>	<b>423</b>
<b>2</b>	<b>380</b>	<b>458</b>	<b>490</b>
<b>3</b>	<b>738</b>	<b>--</b>	<b>861</b>
<b>4</b>	<b>376</b>	<b>695</b>	<b>1018</b>
<b>5</b>	<b>787</b>	<b>463</b>	<b>747</b>
<i>Média</i>	<i>550</i>		<i>708</i>
<i>Variância</i>	<i>39232</i>		<i>62444</i>
<i>DesvPad</i>	<i>198</i>		<i>250</i>

Pode-se observar que o maior valor da carga de fratura obtido nos dentes hígidos sob carregamento fisiológico foi de 1018 N e o menor valor obtido foi 423 N. Estes valores são maiores do que os valores máximo e mínimo obtidos para o grupo de dentes hígidos sob carregamento lateral, 787 N e 376 N, respectivamente.

No que se refere aos valores médios e desvio-padrão para cada conjunto, neste caso agrupado por modo de carregamento, os dentes submetidos a carregamento fisiológico apresentaram valores de 708 N (média) e 250 N (desvio-padrão), respectivamente. Para o grupo correspondente aos dentes sob carregamento lateral obteve-se, respectivamente, os valores de 550 N e 198 N.

Na Figura 40 é apresentada uma vista superior obtida em microscopia eletrônica de varredura (MEV) para um dente hígido submetido a carregamento monotônico no modo oclusal (fisiológico). Destacam-se as trincas que se ramificam a partir da área de contato com o identador, com predomínio de trincas que se desenvolvem paralelas à região do sulco do dente.

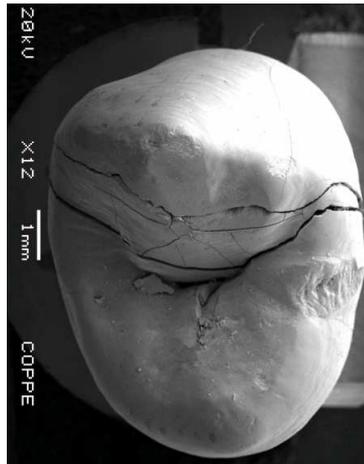


Figura 40 – Carregamento monotônico em dente hígido oclusal fisiológico.

#### V.4 – Comparação entre os ensaios com Carregamento Fisiológico e Lateral

A Figura 41 apresenta os resultados das cargas de fratura relativos aos ensaios com carregamento oclusal (fisiológico) e lateral (palatino) para os três conjuntos de dentes analisados no presente estudo: hígidos, com coroas metalocerâmica e In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>.

Os valores médios das cargas de fratura, para cada um dos sistemas são superiores quando se considera o modo de carregamento oclusal em comparação com o modo de carregamento lateral. Os resultados estão em concordância com aqueles obtidos por HOJJATIE (1990).

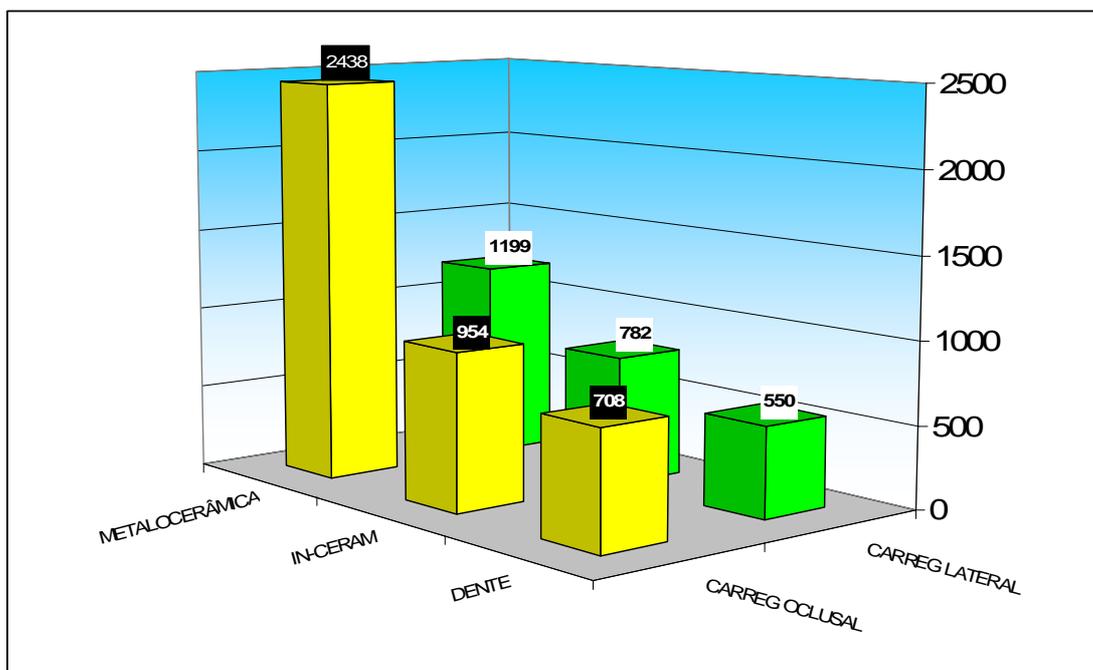


Figura 41 – Representação e comparação entre as médias dos ensaios realizados com coroas metalocerâmicas, In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> e dentes hígidos.

Na comparação entre os três grupos de dentes, considerando-se cada um dos modos de carregamento, destacam-se os valores (média) da carga de fratura bem superiores observados para as coroas metalocerâmicas, seguidos pelos valores das coroas In-Ceram, e, por último, pelos valores relativamente baixos para os dentes hígidos. Deve ser observado o fato de que o valor médio da carga de fratura das coroas metalocerâmicas submetidas ao carregamento lateral é superior quando comparado com o resultado associado ao conjunto das coroas In-Ceram sob carregamento fisiológico.

No caso particular dos dentes hígidos, os resultados indicam que não são significativas as diferenças entre os valores (médios) para a carga de fratura para os dois modos de carregamento (oclusal e lateral).

Esses dados indicam que os sistemas de restauração (metalocerâmica ou In-Ceram) apresentaram valores de resistência à fratura por cargas monotônicas superiores àqueles obtidos nos ensaios com dentes naturais. Entretanto, alguns pontos devem ser destacados: os dentes utilizados neste estudo, denominados hígidos, foram coletados em banco de dentes. Mesmo que tenha sido feita uma prévia seleção para garantir que os dentes a serem ensaiados fossem os que apresentavam a melhor condição possível de integridade estrutural (análise por lupa), os mesmos apresentam algumas imperfeições na superfície e não são conhecidas possíveis pré-trincas subjacentes à superfície. Quanto aos dentes com coroas, o processo de restauração *in vitro*, ao substituir parte significativa do esmalte do dente por um recobrimento cerâmico ou metalocerâmico, elimina os defeitos existentes no dente e garante uma cobertura cerâmica com propriedades de resistência à fratura por compressão superior ao esmalte natural dos dentes.

#### V.5 – Considerações Finais

Os materiais cerâmicos se caracterizam por apresentar um modo de fratura frágil. A ocorrência da fratura depende do tamanho, do número e distribuição das trincas presentes no material. Muitos autores descrevem que a maioria das falhas acontece sob fadiga devido ao crescimento de pequenas trincas que podem alcançar o tamanho crítico para a fratura (MILLER et al., 1992, PALLIS et al., 2004).

Basicamente, a resistência à fratura das cerâmicas depende de uma relação complexa entre a resistência inerente ao material, a natureza da tensão residual do material, o carregamento imposto e a presença e distribuição de defeitos na estrutura. Desde 1986, McCabe descreveu que a resistência à fratura dos materiais cerâmicos não

representa a resistência teórica do material, onde, utopicamente, seria constituída uma cerâmica sem defeitos, poros ou falhas. O cálculo da tensão teórica sob a qual se espera que uma cerâmica frature pode ser aproximadamente estimado dividindo-se seu módulo de Young por 10 (GREEN, 1998).

Tendo em vista que o material cerâmico não é ideal (possui defeitos em sua constituição) e que, devido a um aumento de volume de material cerâmico, maior será a quantidade de defeitos, pode-se considerar que em coroas totalmente cerâmicas, maior serão as chances de o sistema falhar.

O sistema In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>, mesmo sendo um compósito com alta resistência, não apresentou resistência superior quando comparado com o sistema metalocerâmico. Os materiais provenientes do processo de sinterização, após a queima, exibem uma população microscópica de defeitos tanto na superfície como dentro do componente cerâmico. São verificadas, também, a existência de porosidades, possivelmente devido à infiltração inadequada do vidro (Figura 42).

Na própria metodologia de fabricação da restauração metalocerâmica, com a aplicação da porcelana através da condensação de pasta obtida a partir de uma mistura de pó cerâmico e um líquido apropriado, sua secagem e sinterização, há a formação de estrutura com certo grau de porosidade e presença de microtrincas (MOTTA, 2007). É fato que um maior volume de porcelana, leva a um maior número de defeitos, causando uma diminuição na resistência do sistema cerâmico.

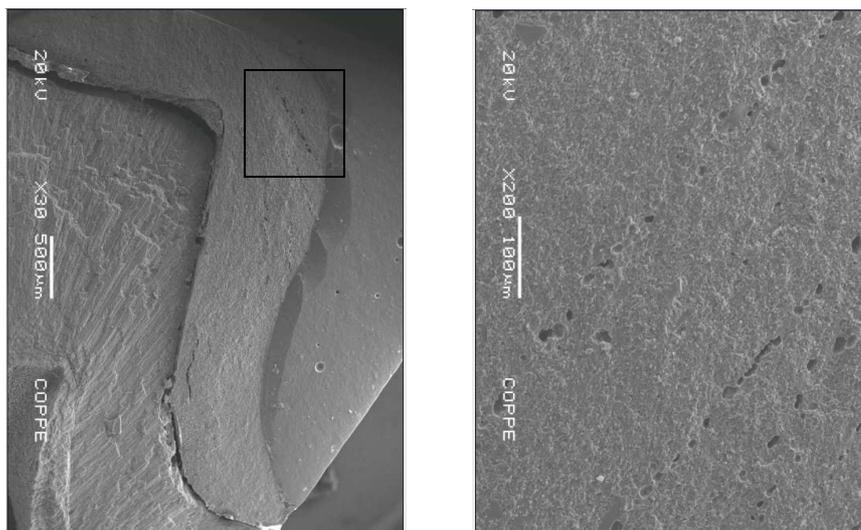


Figura 42 – (a) Coroa In-Ceram Alumina (b) Poros presentes no casquete de In-Ceram

ALUMINA<sup>®</sup>

Pode-se, então, afirmar que a resistência à fratura da coroa é influenciada pela tenacidade à fratura da cerâmica, tamanho, número e distribuição dos defeitos presentes no material, principalmente aquelas associadas às partes da coroa onde estão localizados os campos de tensões de tração de valores mais elevados (KELLY, 1990; MASAO, 1994).

Assim, se uma cerâmica for submetida a uma tensão considerada crítica, para um dado comprimento de defeito, será alcançado o valor da tenacidade à fratura crítico ( $K_{Ic}$ ) e o defeito irá se propagar de modo instável (fratura frágil) (SILVA, 2010).

GIBBS et al (1981) relataram que, durante a mastigação, a força impelida é de 263 N, sendo que, durante a deglutição, tal força alcança até 297 N. YILMAZ (2007) descreve que a força mastigatória na cavidade bucal varia de 11 N a 50 N com picos de 200 N na região anterior, 350 N na região posterior e 1000 N em indivíduos com hábitos parafuncionais.

É fato, portanto, que as restaurações dentárias estão diretamente submetidas a elevadas forças e que, em pacientes com hábitos parafuncionais, esses valores são bem maiores. KELLY (1999), entretanto, considera que nos testes de resistência são necessárias cargas extremamente altas (1500 a 5000 N) em comparação ao que ocorre durante a mastigação (5 a 364 N) ou na força máxima durante o bruxismo (216 a 890 N), resultando na fratura da porcelana geralmente em inúmeros fragmentos, quando na maioria das vezes, clinicamente se observam apenas dois fragmentos.

Alguns autores afirmam a incapacidade de testes laboratoriais reproduzirem com exatidão a situação clínica (BOHJALIAN et al, 2004, DELLA BONA et al., 2008). MILLER et al (1992) afirmam que nenhum método *in vitro* é capaz de submeter os materiais às mesmas condições de comportamento *in vivo*.

No entanto, testes laboratoriais permitem uma padronização de procedimentos característicos desses ensaios *in vitro* e, assim, uma possível relação de causa e efeito para os diversos modos de preparação de coroas dentárias.

É fato que não existe unanimidade quanto ao ensaio a ser realizado para a caracterização das coroas dentárias. OZCÄN (2003) alega que tanto a magnitude como a direção das forças mastigatórias são de difícil controle, realizando uma crítica aos estudos que envolvem o emprego de forças em uma única direção, gerando resultados que não se aplicam diretamente às análises de falha verificadas na clínica odontológica. As análises a partir de dados clínicos revelam que falhas mecânicas em próteses dentárias ocorrem após vários anos de serviço. Logo, estruturas protéticas

convencionais não costumam falhar como consequência de um único episódio de compressão, mas como efeito cumulativo de um grande número de pequenos eventos de cargas de compressões (carregamento cíclico em compressão – fadiga).

YI (2008) sugere que os mecanismos de falha ocorridos sob indentação do tipo *hertziano* em coroas e/ou modelos dentários podem não ser clinicamente relevantes.

Seguindo uma extensa análise fractográfica de coroas fraturadas *in vivo* pode-se verificar que muitos dos tipos de trincas reportados nesses trabalhos não foram semelhantes ao observado em modelos simulados. Entretanto, os ensaios *in vitro* com carregamento monotônico realizados no presente estudo, não pretenderam simular o comportamento fisiológico de dentes nos processos mastigatórios normais. Tratou-se de uma abordagem que buscou, prioritariamente, comparar o comportamento de fratura das coroas confeccionadas por técnicas distintas (metalocerâmicas e cerâmica pura) para fornecer indicações sobre a resistência última dessas coroas quando em situações de cargas críticas.

MARTINS (2010) enfatiza que a correlação entre os resultados *in vitro* com os achados clínicos e de estudos longitudinais é necessária para que se possa entender o processo de fratura e, desse modo, ser possível propor soluções aos problemas evidenciados na clínica.

As investigações laboratoriais estabelecem condições críticas (limites), que produzem dados que serão utilizados para propor soluções aos problemas clínicos dos sistemas cerâmicos, o que, em última análise, se traduz em maior longevidade.

Limitações por parte de coroas all-Ceram conduzem o profissional a ser criterioso, consciente e minucioso quanto à sua indicação, avaliando o tipo de paciente, a sua oclusão e os hábitos na escolha de próteses all-Ceram para áreas posteriores.

As cerâmicas puras são indicadas principalmente para as áreas anteriores da boca, pois são menores as tensões sobre estes dentes e mais relevantes os resultados estéticos obtidos.

## VI CONCLUSÃO

O presente trabalho alcançou os objetivos propostos ao utilizar uma metodologia para a análise das propriedades mecânicas de dois tipos de coroas cerâmicas sob carregamento monotônico.

A análise dos resultados conduziu às seguintes conclusões:

As coroas metalocerâmicas apresentaram valores significativamente superiores às coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>, quanto à resistência à fratura. Independentemente de tal afirmação, os dois materiais são indicados para o restabelecimento de dentes com coroas totais quando submetidos a cargas mastigatórias fisiológicas. No entanto, em pacientes com hábitos parafuncionais, nos quais esses valores são bem maiores, as coroas do tipo In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> apresentam uma indicação restrita e até mesmo desfavorável mediante os resultados apresentados.

A confecção de preparos curtos, tidos como pior situação clínica, possibilitou a obtenção de resultados inferiores aos descritos na literatura. No entanto, ambas as coroas obtiveram êxito para as forças mastigatórias fisiológicas. As coroas metalocerâmicas apresentaram-se funcionais para o carregamento lateral, enquanto as coroas do tipo In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> apresentaram valor médio inferior ao necessário para suportar cargas alcançadas em pacientes com hábito parafuncional.

Em relação às superfícies de fratura apresentadas nas coroas, pode-se citar que as trincas partiram do contato do identador com a superfície da coroa. A fratura nas coroas metalocerâmicas apresentou fragmentos menores, enquanto nas coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup> foi de características extensas e com mais de um fragmento, com pouca possibilidade de reparo clínico.

Foi verificado que tanto os valores médios de resistência à fratura por carga monotônica das coroas metalocerâmicas quanto das coroas In-Ceram ALUMINA<sup>®</sup>, independente do tipo de carregamento, foram maiores do que os valores dos dentes hígidos. Estes dados indicam que os sistemas cerâmicos propostos no uso de coroas odontológicas são mais resistentes à fratura do que os dentes hígidos. Entretanto novos estudos se fazem necessários visando ao aprimoramento do conjunto, pois é sabido que um dente bem tratado pode alcançar grande longevidade, porém as coroas, mesmo com elevada resistência à fratura, estão sujeitas a alguns fatores que podem vir a delimitar a sua longevidade, tais como processo de fabricação, distribuição de tensões e preparo dentário, dentre outros.

## VII SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A constante busca do aprimoramento se faz necessária diante da demanda estética e da escassez de tempo característica da vida moderna.

Mesmo com várias etapas clínicas e com estética inferior às coroas de cerâmica pura, as coroas metalocerâmicas continuam sendo o “padrão ouro” da odontologia, devido à sua alta resistência e longevidade.

Mediante tal assertiva, são sugeridos os seguintes temas para a continuação do presente estudo:

- Análise comparativa dos resultados obtidos com o Método de Elementos Finitos, principalmente na área de contato do identador com a superfície da coroa;
- Confecção de diferentes anatomias de cúspide e seu desempenho frente a carregamento monotônico e cíclico;
- Análise comparativa dos resultados obtidos com coroas quando submetidas a carregamento cíclico; acompanhamento do crescimento da trinca; e observação da fratura do sistema; e
- Avaliação do comportamento mecânico e de fratura das coroas metalocerâmicas com as coroas de zircônia estabilizada com itria.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKIHIKO, S., LEE, H., GEMINIANI, A., ERCOLI, C., FENG, C. 2009 **“The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading”**. J Prosthet Dent 101:119-127.
- ANDERSON, T.L. 1994 **”Fracture Mechanics Fundamentals and Applications”**. New York, 2<sup>o</sup>ed., CRC Press.
- AL-DOHAN, H.M., YAMAN, P., DENNISON, J.B., et al. 2004 **“ Shear strength of core veneer interface in bi-layered ceramics”** J Prosthet Dent 91(4):349-355.
- ANUSAVICE, K.J, HOJJATIE B. 1988 **“ Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crowns”**. J Dental Research 67(11):1371-5.
- ANUSAVICE, K.J; 1993 **“Recent developments in restorative dental ceramics”**. J of the American Dental Association 124(2):72-84.
- ANUSAVICE, K.J; 1997 **“Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 2: Ceramic inlays, crowns, veneers, and bridges”**. General Dentistry 45(1):30-5.
- ANUSAVICE, K.J. 1998. **“Materiais Dentários”**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 10<sup>o</sup>ed.
- ANUSAVICE, K.J; TASKONAK, B.; MECHLSKY J. J; 2005 **“Residual stresses in bilayer dental ceramics”**. Biomaterials 26(16); 3235-41.
- \_\_\_\_\_, K.J, KUUNJAN K., FERREE N. 2007/ **“Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses?”** Clin. Oral Impl.Res. 18(Suppl.3) 218-231.

- ASH, M.M., NELSON, S. 2002 **“Wheeler’s Dental Anatomy, Physiology and Occlusion”** 8<sup>o</sup>ed, Saunders.
  
- ASHABY, M.F., JONES, D.R.H. 1985 **“Engineering Materials- Introduction to their properties and applications”**. London:Pergamon.
  
- BARSOUM, M.W. 1997 **“Fundamentals of ceramics”** New York, The McGraw-Hill Companies,Inc.
  
- BERH, M., ROSENTRITT, M., et al., 2008 **“ Changes of cement properties caused by mixing errors: The therapeutic range of different cement types”** Dental Mater (24) 1187-1193.
  
- BLATZ, M.B. 2002 **“Long Term Clinical Success of All-ceramic Posterior Restorations”**. Quintessence Int 33:415-426.
  
- BOHJALIAN A., FRONER E.E., ZANETTI A.L. SANTOS V.M.A 2006 **“Resistência à fratura de Sistemas Cerâmicos Empress I, II e In-Ceram”**. RGO, P. Alegre, v.54, n.2, p.185-190.
  
- BONFANTE, E.A., NELSONR.F. COELHO, D.E., THOMPSON, V.P. 2009 **“Effect of framework design on crown failure”**. J of Oral Sciences 117: 194-199.
  
- BOTTINO, M.A.et al. 2001 **“Estética em Reabilitação Oral-Metal Free”**. São Paulo. Artes Médicas.
  
- \_\_\_\_\_, M.A.; BRUNETTI, R.F., 2002 **“Manual de Prótese Fixa”**. São Paulo. Ed. Santos.
  
- BURKE, F.J., 2002. **“Repair of metal-ceramic restorations using an abrasive silica-impregnating technique: two case reports”** Dent Update. 29(8):398-402.
  
- CALLISTER, W.D. JR. 2007 **“Materials Science and Engineering: An Introduction”** 5<sup>o</sup> ed. New York, John Wiley & Sons Inc.

- CAMPBELL S.D., PELLETIER L.B., POBER R.L., GIORDANOR.A. 1995 **“Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works”**. J Prosthet Dent 74:33-40.
  
- CAMPBELL S.D. 1989 **“A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: modulus of rupture”** J Prosthet Dent 62:476-9.
  
- CHAI, H., LAWN, B. 1999 **“Fracture modes in brittle coatings with large interlayer modulus mismatch”**. J Mater Res (14): 9: 3805-17.
  
- CHAVES FILHO, A.R. **“Estudo comparativo da resistência a compressão entre coroas metalocerâmicas fraturada e reparada com resina composta, com coroas metalocerâmicas integra e dente natural permanente”**. Tese (doutorado em dentística) - Faculdade de São Paulo, 2001.
  
- CHEUNG, K.C., DARVELL, B.W. 2002 **“Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity”** Dent Mater 18(2) 163-173.
  
- CHO, E., KOPEL, H., WHITE, S.N., 1995 **“Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials”**. Quintessence Int. 26: 351.
  
- CLARKE D.R., 1992 **“Interpenetrating phase composites”**. J AM Ceram Soc 75:739-759.
  
- CONCEIÇÃO, E.N., 2007 **“Dentística saúde e estética”**. Porto Alegre:Artmed, cap17: Materiais Restauradores Indiretos, p.249-262.
  
- COORNAERT, J., ADRIANSP., DE BOVIER, J., 1984 **“Long term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations”**. J Prosth Dentistry, v.51, n.3, pp. 338-342.
  
- CRAIG, R.G., POWERS J.M. 2004 **“Materiais Dentários. Propriedades e manipulação”**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; cap14: Porcelana Dentária, p.185-192.

- DAUKARAT, R.H., MARSHALL, D.B., RITCHIE, R.O.1990 **“Cyclic fatigue-crack propagation in magnesia-partially-stabilized zirconia ceramics”**. J American Ceramics Society, 73, 893- 903.
  
- DELLA BONA, A., MECHOLSKY, J., ANUSAVICE, K.J., 2004 **“Fracture behavior of lithia disilicate and leucita-based ceramics”** Dental Materials 20: 956-62.
  
- \_\_\_\_\_, A.; BENETTI, P.; BORBA, M.; CECCHETTI, D., 2008 **“Flexural and diametral tensile strength of composite resins”**. Brazilian Oral Research v. 22, p. 84-89.
  
- DRUMMOND, L.J., THOMPSON, M., SUPER, B. 2005 **“Fracture surface examination of dental ceramics using fractal analysis”**. Dental Materials 21:586-589.
  
- ELIAS, C.N. LOPES H.P., 2007 **“Materiais Dentários – Ensaios Mecânicos”** 1°ed.Brasil, Editora Santos.
  
- ETEMADI S., SMALES R.J., 2006 **“Survival of resin-bonded porcelain veneer crowns placed with and without metal reinforcement”**. Journal of Dentistry 34, 139-145.
  
- EWALDS, D., WANHILL, R.J.H., 1986 **“Fracture Mechanics”** 3°ed.London, Delftse V.M.
  
- FERNANDES, F.M., 2007 **“Tenacidade a fratura na região da interface metal-ceramica de materiais utilizados em restaurações odontológicas”**. Tese de Mestrado em Engenharia Metalúrgica e Materiais – Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2007.
  
- FISHER, H., MARSX, R., 2002. **“Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method’**. Dent Materials 18:12-9.
  
- FORD ,C., BUSH,M.B., HU,X.Z., 2004 **“A numerical study of contact damage and stress phenomena in curved porcelain/glass-filled polymer bilayers”** Composites Science and Technology 64: 2207-2212.

- GEURSTEN W., 2002 **“Biocompatibility of Dental Casting Alloys”**. Crit Rev Oral Biol Med 13(1); 71-84
  
- GIBBS, C.H., MAHAN, P.E., et al.1981 **“Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmittion”**. J Prosthet Dent; 46:443-9.
  
- GOODACRE, J.C., BERNAL, G., et al. 2003 **“Clinical complications in fixed prosthodontics”** . J Prosth Dentistry v. 90, n.1, pp31-41.
  
- GREEN, D.J., HANNINK, R.H.J. SWAIN, M.V. 1998 **“Transformation toughening of ceramics”** 1ed,Boca Raton Press.
  
- GUAZZATO M., ALBAKRY M., SWAIN M.V., IRONSIDE J. 2002 **“Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia”**. Int J Prosthodont 15:339-46.
  
- HEATHER J. C., PESUN I.J., 2007 **“Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review”**. J Prosthet Dent; 98:389-404.
  
- HOFSTEDTE, T., ERCOLI, C., GRASER, G., et al. 2000 **“Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface”**. J Prosthet Dent 84: 309-17.
  
- HOJJATIE B., ANUSAVICEK.J., 1990 **“Three dimensional finite element analyses of glass ceramic dental crowns”**. J Biomech 23(11):1157-66.
  
- 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”** J of Oral Rehabilitation v.32, n.3, pp.206-212.
  
- JAYATILAKA A. **“Statistical approaches to brittle fracture”**. APUD: KOK-HENG,C.,CHAI J.,TAKAHASHI Y.,WOZNIAK W. 2002 **”Flexural strength of In-**

**Ceram Alumina and In-CeramZirconia core materials”** Int J prosthodont 15:183-188.

- KELLY, J.R. et al., 1969 **“Tensile strength determination of the interface between porcelain fused to gold”**. J Biomed Mater Res 3: 403.

- \_\_\_\_\_, J.R.; GIORDANO, R.A., POBER R.L., CIMA M.J. 1990 **“Fracture surface analyses of dental ceramics.Clinically-failed restorations”**. Int Journal of Prosthodont; 3(5):430-40.

- \_\_\_\_\_, J.R. 1999 **“Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations”**. J Prosthet Dent; 81(6):652-61.

- KIM, B., ZHANG, Y., PINES, M., THOMPSON, V.P. 2007 **“Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue”**. J Dent Res 86(2) 142-146.

- KINGERY, W.D., BOWEN, H.K., UHLMAN, D.R., 1976 **“Introduction to ceramics”** 1ed. New York,U.S.A. John Willey&Sons.

- KOK-HENG,C.,CHAI J.,TAKAHASHI Y.,WOZNIAK W. 2002 **“Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-CeramZirconia core materials”** Int J prosthodont 15:183-188.

- KONSTANTINOS P., JASON A.G.,WOODY R.D., GUILLEN G., MILLER A.W. 2004 **“Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications”**. J Prosthet Dent 91:561-9.

- KU, CW., PARK, S., YANG, H. 2002 **“Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crown and three ceromer crowns”** J Prosthet Dent 88:170-5.

- LAWN, B.R., DENG, Y., THOMPSON, V.P., 2001 **“Use of contact testing in the characterization and the design of all-ceramic crown like layer structures: a review.”** J Prosth Dent 86:495-510.

- \_\_\_\_\_, - \_\_\_\_\_, LLOYD, I.K., et al 2002 **“Materials design of ceramic-based layer structures for crowns”**. J Dent Res 81(6) 433-438.
  
- LEE, S.K., WILSON, P.R. 2000 **“Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli”**. Aust Dent J 45:103-107.
  
- MARSHALL, D.B., RITTER, J.E. 1987 **“Reability of advanced structural ceramics and ceramic matrix composites- a review”**, v.66, n.13, pp.309-312.
  
- MARTINS, L.M., LORENZONI, F.C., FARIAS, B.C., LOPES, D.S., BONFANTE, G., RUBO, J.H. 2010. **“Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão”**. Cerâmica 56: 148-155.
  
- MASAO, Y., TORE, D. 1994 **“Fracture strength of all-ceramic crowns”**. Int J Prosthodont 7:329-338.
  
- McLEAN, J.W. 1977 **“Dental Porcelain: The State of the Art”** pag. 79-84 in Henry N. Yamada, Editor, University of Southern California, School of Dentistry, Los Angeles, California.
  
- \_\_\_\_\_, J.W. 2001 **“Evolution of Dental Ceramics in the Twentieth Century”**, The Journal of the Prosthetic Dentistry vol. 85, n. 1, pp.61-66, Jan, 2001.
  
- MECHOLSKY, J.J., RICE, R.W., FREIMANN, S.W. **“Prediction of fracture energy and flaw size in glasses from measurements of mirror size”**. J Am Ceram Soc 1974:57:440-443 apud KELLY, J.R.; GIORDANO, R.A., POBER R.L., CIMA M.J. 1990 **“Fracture surface analyses of dental ceramics. Clinically-failed restorations”** Int Journal of Prosthodont 3(5):430-40.
  
- MEZZOMO E., 1995 **“Reabilitação Oral para o Clínico”**. 2ª ed. São Paulo: Quintessence.
  
- \_\_\_\_\_, SUZUKI, R.M., et al., 2006 **“Reabilitação Oral Contemporânea”** 1ª ed. Editora Santos.

- MILLER A., LONG, J., MILLER, B., et al 1992 **“Comparison of the fracture strengths of cerammetal crowns versus several all-ceramic crowns”**. J. Prosthet Dent v.68 (1) 38-41.
- MOHL, N.D., ZARB, G.A., CARLSSON, G.E. et al.1991 **“Fundamentos de Oclusão”**. São Paulo, Quintessence books.
- MORI, M.; UETI, M.; MATSON, E., SAITO, T., 1997 **“Estudo da distribuição deas tensões internas, sob carga axial, em dentes hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido: Método do elemento finito”** .*Rev Odontol Univ São Paulo* [online]. vol.11, n.2 Disponível: <<http://www.scielo.br/scielo.php>. Access on 13 Fev. 2011.
- MOTTA, A.B., 2007 **“Análise do Comportamento mecânico e de fratura utilizando métodos de elementos finitos e ensaios “in vitro” de dentes pré-molares restaurados com coroas totais metalocerâmicas”**. Tese de Doutorado em Engenharia Metalúrgica e Materiais – Universidade Federal do Rio de Janeiro.
- MOUSTAFA F.A., JAGER N., KLEVERLAAN C.J., FEILZER A.J., 2007 **“Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems”**. Dental Materials 23:952-959.
- NALLY, J. N. *et al.*, 1971 **“Experimental stress analysis of dental restorations. Part IX. Two-dimensional photoelastic stress analysis of porcelain bonded to gold crowns”**. J Prosthet Dent, v.25, n.3, p.307-316.
- NEIVA, G. et al., 1998 **“Resistence to fracture of three all-ceramic systems”**. J Esthetic Dent, v.10, n.2, p.60-6.
- NISHIGAWA, K., BANDO,E., NAKANO,M., 2001 **“Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism”** Journal of Oral Rehabilitation, v.28 n.5,PP.485-91.

- O'BRIAN, W.J., 1977 **“Cohesive plateau theory of porcelain-alloy bonding”**. Apud ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J., 2002 **“Prótese Fixa Contemporânea”** São Paulo, Santos.
- ODMAN, P., ANDERSSON, B., 2001. **“Procera all-ceram crowns followed for 5to10.5 years: A prospective clinical study”**. Int J Prosthodont 14:504-509.
- OKESON, J.P., 2000 **“Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão”** 4<sup>o</sup>ed. Artes Médicas – Divisão Odontológica.
- \_\_\_\_\_, 2003 **“Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares”**. 2<sup>a</sup> ed. São Paulo. Artes Médicas.
- ÖZCAN, M., 2003 **“Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations”**. Journal of oral rehabilitation 30;265-269.
- PALLIS, K., GRIGGS, J.A., WOODY, R., 2004 **“Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems posterior applications”**. J Prosthet Dent; 87(4):451-59.
- PALMQVIST, S., 1962 **“Occurrence of crack formation during Vickers indentation as a measure of the toughness of hard metals”**. Arch Eisenhüttenwes; 33:629-33 apud ROSENSTIEL, S.F., PORTER, SS. 1988 **“Apparent fracture toughness of dental porcelain with a metal substructure”** Dent Mat 4:187-90.
- PEGORARO, L.F, et al., 2002 **“Prótese Fixa”**. Série EAP-APCD, vol17, São Paulo: Artes Médicas, 1<sup>a</sup> ed. 2002.
- PERIHAN OYAR, ULUSOY, M., ESKITASCIOGLU, G., 2006 **“Finite element analysis of stress distribution of different tooth preparation design in porcelain-fused-to-metal crowns”**. Int J Prosthodont (19)85-91.
- PETERSON, I.M., PAJARES, A., LAWN, B.R., THOMPSON, V.P., REKOW, E.D. 1998 **“Mechanical Characterization of Dental Ceramics by Hertzian Contacts”**. J Dent Res 77(4): 589-602.

- PRÖBSTER L., DIEHL J., 1992 **“Slip-Casting alumina ceramics for crown and bridge restorations”**. Quintessence Int. 23:25-31.
  
- PROOS K.A., SWAIN M.V., IRONSDIE J., STEVEN G.P. 2002 **“Finite element analysis studies of a metal-ceramic crown on a first premolar tooth”**. Int. J. Prosthodont. 15:521-527.
  
- PROOS K.A., SWAIN M.V., IRONSDIE J., STEVEN G.P. 2003 **“ Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis”**. Int. J. Prosthodont., 2003; 16:474-80.
  
- QUINN, J.B., QUINN, G.D., KELLY, J.R., SHERRER S.S., 2005 **“Fractographic analyses of three ceramic whole crown restorations failures”**. Dent Materials 21:920-9.
  
- REGO, M.R.M., SANTIAGO, L.C. 2004 **“Retention of provisional crowns cemented with eight temporary cements. Comparative study”**. J Appl Oral Sci v.12 n° 3. Bauru.
  
- 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, pp.125-132.
  
- ROLLO, J.M.D. de A.; ROSSITTI, S. M. 1999 **”Restauração Metalocerâmica: Um Estudo Comparativo da Compatibilidade Térmica de Ligas Ni-Cr e Porcelanas Odontológicas”**. Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo. Disponível em <<http://www.scielo.br/scielo>>. Acesso em 16agost 2010.
  
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J., 2002 **“Prótese Fixa Contemporânea”**. São Paulo, Santos.
  
- SÁ, J.C. et al., 2008 **“Coroas metalocerâmicas: vantagens, limitações e fatores laboratoriais protéticos que afetam a união entre o metal e a porcelana”**. vol.16 n. 3.

- SELNA, L. G. *et al.* 1975 **“Finite element analysis of dental structures: axisymmetric and plane stress idealizations”**. J Biomed Mater Res, v.9, n.2, p.237-252.
  
- SCHERRER, RIJK, W.G., 1993 **“The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli”** Int J Prosth 6:462-467.
  
- \_\_\_\_\_, S.S., QUINN G.D., KELLY J.R., 2006 **“Failure analyses of ceramic clinical cases using qualitative fractography”**. Int J Prosthodont 19(2)185-92.
  
- SHILLINGBURG, T.H. *et al.*, 1998 **“Fundamentos da Prótese Fixa”**. 3ª ed. São Paulo: Quitessence.
  
- SHROTRIYA, P., WANG, R., KATSUBE, N., SEGHI, R. SOBOYEJO, W.O. 2003 **“Contact damage in model dental multilayer: an investigation of the influence of the indenter size”** J Mater Sci Mater Med 14(1):17-26.
  
- SILVA, F.R., 2010 **“Caracterização de zircônia estabilizada por ítria para aplicações odontológicas”** Tese de Doutorado em Engenharia Metalúrgica e Materiais – COPPE/Universidade Federal do Rio de Janeiro.
  
- SILVA, T.M.P., 2007 **“Efeito de diferentes protetores de superfície na resistência a tração diametral e na liberação do flúor nos cimentos ionoméricos”**. Dissertação de Mestrado – Universidade do Estado do Rio de Janeiro.
  
- SMITH, T.B., KELLY, J.R., TESK, J.A., 1994 **“In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations”** J Prosthodont 3: 138-144.
  
- SUZUKI, H.; HATA, Y 1989 **“Finite element stress analysis of ceramics crowns on premolar”**. J Japan Prosthet Soc, v.33, n.2, p.283-293, 1989.
  
- THOMPSON J.Y., ANUSAVICE K.J., NAMAN A., MORRIS H.F., 1994 **“Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns”** J Dent Res; 74(12): 1824-32.

- THROCKMORTON, G.S., BUSCHANG, B.H., HAYASAKI, H. PHELAN, T., 2001 **“The effects of chewing rates on mandibular knematics”** J Oral Rehabil 28:328-34.
- TINSCHERT, J. ZWEZ D., MARX R., ANUSAVICE K.J., 2000 **“Structural reliability of alumina, feldspar-, leucite, mica and zircônia based ceramics”**. J Dent; 28:529-35.
- TSAI, Y.L., PETSCHKE, P.E., ANUSAVICE, K.J., YANG, M.C., 1998, **“Influence of glass-ceramic thickness on hertzian and bulk mechanisms”**. Int Journal of Prosth 11(1):27-32.
- VAN NOORT, R. 2004 **“Introdução aos Materiais Dentários”**. São Paulo. ART MED, 2ª ed.
- VULT von STEYERN, P., JONSSON, O., NILNER, K. 2001 **“Five year evaluation of posterior all-ceramic three unit FPDs”**. Int J Prosthont 14:379-384.
- WACHTMAN, J.B., CANNON, W.R., MATTHEWSON, M.J., 2009. **“Mechanical Properties of Ceramics”**, 2ed. United States, A John Wiley & Sons Inc.
- WAKABAYASHI N., ANUSAVICE K. J., 2000 **“Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness”**. J Dent Res 79:1398-404.
- WASSERMANN A., KAISER M., STRUB J.R., 2006 **“Clinical long –term results of Vita In-Ceram classic crowns and fixed partial dentures: a systematic literature review”**. Int J prosthodont 19:355-363.
- WATAHA, J.C. 2002 **“Alloys for prosthodontic restoration”**. J Prosthet Dent. 87(4):351-62.
- WEISS, P.A. 1977 **“New design parameters: Utilizing the properties of nickel-chromium super alloys”** Dent Clin North Am 21(4):769-85.

- WHITE, S.N., LI, Z.C., YU, Z., KIPNIS, V. 1997 **“Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in a feldspathic porcelain”**. Dent Materials, 13,103.
  
- WOOD, D.J., *et al.* 1997 **“Preliminary Investigation of a Novel Retentive System for Hydrofluoric and Etch-Resistant Dental Ceramics”**, Journal of Prosthetic Dentistry v. 78, n. 3, pp. 275-80.
  
- YEN, T.S.,1984 **“Microstructure and Properties of ceramic materials”** . University of Berkley, U.S.A.
  
- YI, Y. J., KELLY, R. 2008 **“Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses”** Dental Materials 24: 403-409.
  
- YILMAZ, H., AYDIN, C., GUL, B., 2007 **“Flexural Strength and fracture Toughness of dental core ceramics”**. Journal of Prosthetic Dentistry v. 98, n. 3, pp. 120-128.
  
- YOSHINARI,M., DERAND, T., !994 **“ Fracture strength of all-ceramic crowns”** Int J Prosthont 7:329-38.

## **ANEXOS**

# I - Instrução sobre cimentação.

**3M ESPE**
**CROWN AND BRIDGE CEMENTATION**

**RelyX Luting 2**  
Luting Cement  
For Metal, All-alumina and All-zirconia Ceramic Indications

3M, ESPE and Luting are trademarks of 3M or 3M ESPE AG.  
 © 2010. All rights reserved.

**3M ESPE**  
Dental Products  
St. Paul, MN, 55144-1000

**3M ESPE AG**  
Dental Products  
D-82290 Straubing, Germany

44-0007-4/22-8

1 of 1

**DADOS SOBRE O CARREGAMENTO PARA FRATURA DAS  
COROAS METALOCERÂMICAS E COROAS IN-CERAM ALUMINA  
SUBMETIDAS A ENSAIO MONOTÔNICO OCLUSAL (FISIOLOGICO)**

<b>ANOVA: FATOR ÚNICO</b>				
<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
IN-CERAM	5	4771,67	954,334	74407,0943
METALOCERÂMICA	5	12194,1	2438,82	48866,112

<b>ANOVA</b>						
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	5509246,71	1	5509246,71	89,3827114	1,29E-05	5,317655
Dentro dos grupos	493092,8253	8	61636,60317			
Total	6002339,536	9				

**DADOS SOBRE O CARREGAMENTO PARA FRATURA DAS  
COROAS METALOCERÂMICAS E COROAS IN-CERAM ALUMINA  
SUBMETIDAS A ENSAIO MONOTÔNICO LATERAL NA CÚSPIDE  
PALATINA**

<b>ANOVA: FATOR ÚNICO</b>				
<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
IN-CERAM	5	3911,64	782,328	16837,13
METALOCERÂMICA	5	5999,52	1199,904	98260,44

<b>ANOVA</b>						
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	435924,2894	1	435924,2894	7,574865	0,024972	5,317655
Dentro dos grupos	460390,2856	8	57548,7857			
Total	896314,575	9				

### III - Parecer de Aceitação do Comitê de Ética.



IV – Termos de Declaração do Banco de Dentes Humanos (BDH) da Universidade Estácio de Sá.



