

CÁSSIO DOS SANTOS NETO

**INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DA PAREDE GENGIVAL SOBRE A
RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO E TIPO DE FRATURA DE INLAYS
CERÂMICAS EM MOLARES HUMANOS: UM ESTUDO *IN VITRO***

FLORIANÓPOLIS

2010

INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DA PAREDE GENGIVAL SOBRE A
RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO E TIPO DE FRATURA DE INLAYS
CERÂMICAS EM MOLARES HUMANOS: UM ESTUDO *IN VITRO*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Müller Arcari
Co-Orientador: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

FLORIANÓPOLIS

2010

CÁSSIO DOS SANTOS NETO

**INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DA PAREDE GENGIVAL
SOBRE A RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO E TIPO DE FRATURA DE
INLAYS CERÂMICAS EM MOLARES HUMANOS: UM ESTUDO *IN
VITRO***

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 31 de agosto de 2010.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador de Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Gilberto Müller Arcari
Orientador

Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira
Membro

Prof. Dr. Fabiano de Oliveira Araujo
Membro

*Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis.*

Bertolt Brecht

Dedico às gerações de Cássios na Odontologia,
Cássio dos Santos e Cássio dos Santos Junior.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Gilberto Müller Arcari, pelo carinho, incentivo e dedicação, sem os quais não conseguiria realizar este trabalho. Muito obrigado por fazer parte da minha história.

Ao Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri, por se mostrar nos momentos decisivos e difíceis um verdadeiro “pai” para mim. Minha eterna gratidão e respeito.

Ao Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira, pelo apoio, incentivo e convívio ao lado do senhor. Mesmo com um jeito “bravo” de ser, só consegue transmitir coisas boas. Meu respeito e consideração.

Ao Prof. Sylvio Monteiro Jr., pela fonte inesgotável de conhecimento, poder de discernimento e conhecimento da odontologia em toda a sua extensão. Meu eterno respeito.

Ao Prof. Dr. Hamilton Pires Maia, pelas conversas prazerosas e pelas dicas ricas em odontologia e na vida. Muito obrigado.

Ao Prof. Dr. Élito Araújo, pelo carinho e pelo convívio exemplar que temos. O senhor é um exemplo de bom caráter.

Ao Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada, por sempre estar de prontidão para resolver os problemas e pelo fantástico convívio. Muito obrigado.

À Prof. Dra. Renata Gondo, por ter me recebido e acolhido de uma forma tão generosa aqui em Florianópolis. Minha eterna gratidão.

Ao Prof. Dr. Cléo Nunes de Sousa, por sua humildade e simpatia. Meu muito obrigado.

Ao Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes, pela seriedade com que leva a odontologia e por estar sempre disposto a ajudar.

Ao Prof. Dr. Edson Araújo, por sempre estar disposto a qualquer coisa e por sua humildade e simpatia. Meu eterno agradecimento.

Ao Prof. Dr. Alfredo Meyer Filho, pela sinceridade e sabedoria com que encara a vida e a profissão.

À Prof. Dra. Jussara Bernardon, pelo convívio, amizade e ajuda nesta caminhada. Meu muito obrigado.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso, pela ajuda nas diversas vezes que precisei do senhor. Meu muito obrigado.

Aos colegas do mestrado, Adriano, Eduardo, Daniel, David e Greciana, pelo maravilhoso convívio e pela ajuda. Obrigado.

Aos colegas da especialização, Liz, Luciana, Fabiano, Luiz, Elizabeth, Lucas, Rafael, Luana e a todos que fizeram parte da minha vida. Obrigado pelo convívio.

Aos amigos do doutoramento, Max, Sheila, Silvana, Renan, Neimar, Junio, Juan, Daniel, Juliana, Marcelo, Beatriz, Thiago, Monica Kina, Leandro e Luiz. Aprendi muito com vocês. Minha eterna gratidão.

Ao meu eterno amigo Fábio Andretti, obrigado pelo convívio exemplar. Aprendi muita coisa com você. Obrigado.

A Dona Léia, Ana, Dona Talita e Bruno, por estarem sempre colaborando para que tudo funcione na mais perfeita ordem. Obrigado.

Aos meus amigos e parentes de Minas Gerais, que sempre me deram forças para prosseguir nesta jornada. Obrigado.

Aos meus amigos Nicolas Widmer e Eduardo Roberty, que, mesmo estando distantes, pareciam estar tão perto.

Aos funcionários da UFSC que direta ou indiretamente contribuíram para que os trabalhos pudessem ser executados de uma forma melhor.

Ao revisor Giovanni Secco, pela ajuda com a correção deste trabalho. Obrigado.

Ao Sr. Herbert Mendes, pela ajuda com os materiais utilizados nesta pesquisa. Muito obrigado.

Ao Sr. Romanini, pelo esforço e dedicação na confecção das restaurações laboratoriais. Obrigado.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, por estar vivo.

Ao meu pai, Cássio, que sempre foi e sempre será minha estrela-guia. Meu mentor, melhor amigo, confidente, companheiro leal e exemplo de homem honesto e íntegro. O senhor é o exemplo que devemos seguir para chegar ao sucesso.

À minha mãe, Simone, na qual só consigo enxergar bondade, por onde passa encanta as pessoas com esse jeito meigo e carinhoso de ser. Mãe, fica aqui registrado todo o seu esforço investido em mim. As suas preocupações e anseios deram frutos maravilhosos. Sou eternamente grato por tudo o que fez e faz por mim. Te amo incondicionalmente.

Aos meus avós, Walter e Leonilda (*em memória*), Cássio e Margarida, que direta ou indiretamente sempre me ajudaram para que eu pudesse caminhar firmemente nesta jornada. Minha eterna gratidão.

Ao meu irmão e amigo Felipe, que, mesmo estando preocupado com a sua vida médica, sempre queria saber como estava a minha vida, me dando conselhos. Muito obrigado, meu irmão.

À minha namorada, Natália, onde encontro o meu porto seguro, minha companheira, por estar do meu lado me apoiando mesmo quando tinha os seus próprios problemas. Obrigado.

Aos meus amigos e parentes, que sempre estiveram do meu lado para tornar esta caminhada menos árdua. Meu muito obrigado.

SANTOS NETO, CÁSSIO DOS. **Influência da profundidade da parede gengival sobre à resistência a compressão e tipo de fratura de inlays cerâmicas em molares humanos: um estudo *in vitro*.** 2010. 70 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Este estudo, *in vitro*, avaliou a influência da profundidade da parede gengival sobre a resistência a compressão e sobre o tipo de fratura de inlays cerâmicas em molares humanos. Cinquenta molares hígidos foram limpos e divididos em 5 grupos. Os dentes foram fixados em anéis de PVC, com resina acrílica autopolimerizável na porção radicular a 2 mm da junção amelocementária. Os espécimes receberam preparos do tipo inlay méso-oclusodistal (MOD), com caixa oclusal apresentando profundidade de 2 mm do sulco principal até a parede pulpar, com ângulos internos arredondados e com as paredes com uma expulsividade entre 10° e 12°. Fez-se a divisão dos grupos segundo o tipo de preparo cavitário: grupo 1 – desgaste axial de 1,5 mm; grupo 2 – desgaste axial de 1,0 mm; grupo 3 – desgaste axial de 2,0 mm; grupo 4 – desgaste axial de 2,0 mm, realizando-se um núcleo de preenchimento com resina composta, a fim de reconstruir a parede pulpar e o ângulo axiopulpar, o que resultou em uma caixa de 1,5 mm; e grupo 5 – desgaste axial de 2,0 mm, realizando-se um núcleo de preenchimento com resina composta, com largura das caixas de 1,5 mm, mas cujo núcleo de preenchimento foi removido em momento antecedente à cimentação, de forma a promover um espaço entre a cerâmica e o substrato dental de 0,5 mm, o qual o cimento, supostamente, preencheria. Após a realização dos preparos cavitários, estes foram moldados, e as restaurações cerâmicas foram confeccionadas e cimentadas. Após 24 h de armazenamento em água, os espécimes foram submetidos ao teste de compressão e aos testes estatísticos ANOVA e Mann-Whitney. Resultados: grupo 1 – 1,689 kN; grupo 2 – 1,470 kN; grupo 3: 1,563 kN; grupo 4 – 1,525 kN; grupo 5 – 1,526 kN. As fraturas mais frequentes, nos grupos 1, 2, 4 e 5, foram as dos tipos IV e V. Já para o grupo 3 as fraturas mais recorrentes foram as do tipo III.

Palavras-chave: Resistência a compressão. Coroas cerâmicas. IPS e.max Press. Resistência a fratura.

SANTOS NETO, CÁSSIO DOS. **Influência da profundidade da parede gengival sobre a resistência a compressão e tipo de fratura de inlays cerâmicas em molares humanos: um estudo *in vitro*.** 2010. 70 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – opção Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

This *in vitro* study evaluated the influence of the depth of the gingival wall on resistance to compression and type of fracture of ceramic inlays in molars. Fifty molars were cleaned and divided into five groups. The teeth were fixed in the PVC pipe with acrylic resin in the root portion of a 2 mm cemento-enamel junction. The specimens received standardized type inlay mesio-occlusal-distal (MOD), with internal angles rounded, and the walls with a taper from 10° to 12° . The division of the groups were performed by the types of cavity preparations: Group 1 – to MOD ceramic inlay, with the occlusal box featuring 2 mm depth of the groove leading to the pulp wall, and axial wear of 1.5 mm; Group 2 – MOD for ceramic inlay, with the occlusal box featuring 2 mm depth of the groove leading to the pulp wall, and axial wear of 1.0 mm; Group 3 – MOD for ceramic inlay, with the occlusal box featuring 2 mm depth of the groove leading to the pulp wall and axial wear of 2.0 mm; Group 4 – MOD for ceramic inlay, with the occlusal box featuring 2 mm depth of the groove leading to the pulp wall, and axial wear of 2.0 mm, achieving a core filled with composite resin order to rebuild the wall of pulp-and Anglo Axio pulp, resulting in a 2 mm occlusal cavity depth and width of the cartons of 1.5 mm; Group 5 – to MOD ceramic inlay, with the occlusal box featuring 2 mm depth of the groove leading to the pulp wall, and axial wear of 2.0 mm, achieving a core filled with composite resin in order to reconstruct the pulp wall and angle Axio-pulp, resulting in a 2 mm occlusal cavity depth and width of the cartons of 1.5 mm, but that will be cored at previous moments filling cementation, promoting a space between the ceramic substrate and dental 0, 5mm where the cement will supposedly fill. After the cavity preparations made, they were molded, fabricated ceramic restorations and cemented. After 24 hours of water storage, the specimens were subjected to compression test and obtained the following results: Group 1 - 1.689 kN, Group 2 - 1.470 kN, Group 3: 1.563 kN, Group 4 – 1.525 kN and Group 5 – 1.526 kN. The most common fractures in groups 1, 2, 4 and 5 were type IV and V. As for group III occurred in the fracture that was more the type III.

Keywords: Compressive strength. Ceramic crowns. IPS e.max Press. Resistance to fracture.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Molares hígidos extraídos.....	35
Figura 2 –	Delineador protético para auxílio da inserção dos dentes na tampa de PVC	36
Figura 3 –	Fixação do dente com cera pegajosa na ponta do delineador protético...	37
Figura 4 –	Inserção da raiz do dente no acrílico, a 2 mm da junção esmalte-cimento	37
Figura 5 –	Preparo cavitário realizado com ponta diamantada de diferentes granulometrias (nº 3131, nº 3131F e nº 3131FF).....	38
Figura 6 –	Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 1.....	39
Figura 7 –	Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 2.....	40
Figura 8 –	Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 3.....	40
Figura 9 –	Preparo cavitário MOD dos espécimes do grupo 4, com a confecção do núcleo de preenchimento de 0,5 mm em resina composta (representação em vermelho).....	41
Figura 10 –	Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 5, com a confecção do núcleo de preenchimento de 0,5 mm em resina composta (representação em vermelho), que foi removido previamente à cimentação.....	42
Figura 11 –	Visão aproximada da resina composta A3 Tetric N-Ceram.....	42
Figura 12 –	Silicone de adição leve utilizado na moldagem das inlays.....	43
Figura 13 –	Visão aproximada da inserção do silicone leve na cavidade.....	43
Figura 14 –	Visão aproximada da moldagem com silicone pesado (azul) e leve (amarelo).....	44
Figura 15 –	Condicionamento da superfície interno da inlay cerâmica com ácido fluorídrico a 10%, aplicação do silano e, em seguida, após a secagem do silano, a aplicação do adesivo.....	45
Figura 16 –	Posicionamento da barra no centro da superfície oclusal.....	46
Figura 17 –	Classificação das fraturas de acordo com Burke (1994).....	47
Figura 18 –	Representação esquemática dos tipos de fraturas preconizados por Burke (1994).....	47
Figura 19 –	Representação gráfica na forma de barras verticais das médias, em kN, e desvios padrão dos grupos avaliados neste estudo.....	51
Figura 20 –	Gráfico de dispersão (box-plot) mostrando a distribuição dos dados representativos dos 5 grupos testados neste estudo.....	52
Figura 21 –	Gráfico de colunas verticais ilustrando a diferença no percentual dos padrões de fratura dos 5 grupos avaliados.....	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Valores de resistência a compressão dos grupos controle (grupo 1) e experimentais (kN).....	50
Tabela 2 –	Estatísticas descritivas da quantidade de amostras avaliadas, médias, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e coeficiente de variação (CV) para cada grupo estudado.....	51
Tabela 3 –	Análise de variância <i>one-way</i> , para as médias de resistência a fratura (em kN) dos 5 grupos pesquisados e respectivos níveis de probabilidade estatística pelo teste ANOVA (p-valor).....	52
Tabela 4 –	Distribuição da frequência e percentuais do tipo de fratura observada neste estudo.....	53
Tabela 5 –	Distribuição da frequência do tipo de fratura observada para os 5 grupos avaliados neste estudo.....	54
Tabela 6 –	Detalhamento estatístico da comparação entre os grupos de acordo com o tipo de fratura pelo teste de Mann-Whitney (p-valor).....	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	Grau Celsius
CDA	California Dental Association
CIV	Cimento de ionômero de vidro
µm	Micrometro
GPa	Gigapascal
Hz	Hertz
IP	IPS e.max Press
IPS	Sistema cerâmico da Ivoclar Vivadent
h	hora
kgf	Quilograma-força
kN	Quilonewton
min	Minuto
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
MOD	Mésio-occlusodistal
MPa	Megapascal
mW	Miliwatts
N	Newton
PC	Procad
PCR	Molar de cobertura parcial
PVC	Poliuretano viscoso concentrado
s	Segundo
USPHS	United States Public Health Service

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	20
2.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS	20
2.2 SISTEMAS IPS EMPRESS 2 E IPS-EMAX	21
2.3 DESEMPENHO CLÍNICO	22
2.4 TESTE DE RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO	22
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAIS E MÉTODOS	35
4.1 FIXAÇÃO DOS DENTES	36
4.2 PREPARO CAVITÁRIO.....	38
4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS.....	39
4.4 MOLDAGEM	43
4.5 CONFECÇÃO DAS INLAYS CERÂMICAS	44
4.6 TESTE DE COMPRESSÃO DOS ESPÉCIMES.....	46
4.7 ANÁLISE DAS FRATURAS.....	47
4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA	48
5 RESULTADOS.....	50
5.1 ANÁLISE QUANTITATIVA.....	50
5.2 ANÁLISE QUALITATIVA.....	53
6 DISCUSSÃO.....	57
7 CONCLUSÕES	62
REFERÊNCIAS.....	64
ANEXO A.....	68
ANEXO B.....	70



Introdução

1 INTRODUÇÃO

A odontologia adesiva tem proporcionado preparos cavitários cada vez mais conservadores, com desgastes minimamente invasivos, além de conferir maior resistência à estrutura dental remanescente.

As restaurações cerâmicas, com estética e naturalidade inigualáveis, apresentam vantagens como estabilidade da cor, excelente biocompatibilidade, resistência a fratura e a manchamento (CHAIN; ARCARI; LOPES, 2000). As restaurações cerâmicas do tipo inlay estão entre as opções que possibilitam preparos cada vez mais conservadores.

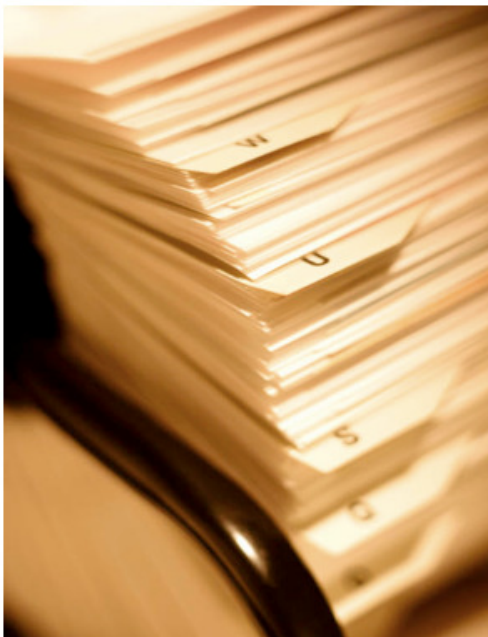
Mesmo com o surgimento de novos materiais e técnicas de processamento de cerâmicas, com sua consequente aplicação em restaurações cerâmicas em situações clínicas mais desafiadoras, a porcelana ainda continua sendo, essencialmente, um material frágil. Quando ela é incorretamente indicada, processada ou manuseada, o desempenho clínico da restauração é prejudicado (DENRY; HOLLOWAY, 2004).

As restaurações cerâmicas em dentes posteriores estão sujeitas a cargas mastigatórias intensas e intermitentes, tanto durante a mastigação como em hábitos parafuncionais, com forças oclusais máximas de até 1.000 N. Quando essas forças são aplicadas sobre as restaurações cerâmicas, tensões são geradas e criam-se deformações nas superfícies em contato, o que causa preocupação por parte dos clínicos, especialmente quanto à recuperação da resistência perdida (BURKE; QUALTROUGH, 1994).

A remoção de uma lesão cariosa ou restauração deficiente produz irregularidades nas paredes cavitárias, que comumente necessitam ser preenchidas ou eliminadas. Tal situação pode gerar dúvidas ao profissional quanto à colocação de uma base para a reconstrução de tais irregularidades. O uso da base regulariza as paredes cavitárias e reforça o remanescente dental, permitindo maior conservação da estrutura dental e uma espessura adequada para a restauração (BURKE, 1999).

Além da configuração cavitária, a espessura da restauração é essencial para que a restauração com inlays, onlays e overlays cerâmicas seja bem-sucedida (CHAIN; ARCARI; LOPES et al., 2000; MILOSEVIC; JONES, 1996). Portanto, é necessário que o preparo da cavidade permita que o material restaurador tenha espessura mínima para suportar as cargas mastigatórias e, ao mesmo tempo, seja o mais conservador possível, pois, à medida que o preparo cavitário aumenta, o remanescente dental fica fragilizado, o que compromete a longevidade das restaurações cerâmicas.

Nesse sentido, a presente pesquisa tem como objetivo avaliar, *in vitro*, a influência do preenchimento da parede axial da caixa proximal sobre a resistência a fratura de restaurações cerâmicas do tipo inlay.



Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA¹

Esta revisão da literatura trata das cerâmicas odontológicas, com foco especial nos sistemas IPS Empress 2 e IPS e.max, com maior aprofundamento em resistência a compressão.

2.1 CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Entre as alternativas estéticas para restaurar dentes posteriores, as inlays de porcelana estão cada vez mais indicadas por sua estética e resistência. Elas estão indicadas para situações em que há quantidade adequada de estrutura dental, preferencialmente com preparos com margens em esmalte, em pacientes com adequada higiene oral e sem sobrecarga oclusal. São também vantagens a radiopacidade semelhante à da estrutura dental, sua alta resistência de união e à abrasão, excelente estabilidade de cor, resistência a manchamento e biocompatibilidade (BURKE, 1999).

Entretanto, em dentes com coroa clínica curta e com polpa volumosa ou em dentes que necessitem de pequenas restaurações estéticas, as inlays de porcelana estão contraindicadas; restaurações diretas de resina composta seriam então as indicadas (BANKS, 1990).

Um dos princípios responsáveis pelo sucesso de restaurações indiretas é a retenção mecânica. Esta depende da retenção friccional, basicamente determinada pelo contato existente entre as superfícies internas da restauração e as externas do dente preparado e o agente de cimentação. Desse modo, fatores como forma de resistência ou estabilidade previnem o deslocamento da restauração quando submetida a forças oblíquas, isto é, quanto maior for a altura das paredes, maior será a área de resistência do preparo quando submetida a forças laterais (PEGORARO et al., 2001).

¹ Baseada na NBR 6023:2005 da ABNT.

2.2 SISTEMAS IPS EMPRESS 2 E IPS-EMAX

Chain, Arcari e Lopes (2000) descreveram as porcelanas disponíveis no mercado, suas características, indicações e contra-indicações. A respeito do sistema IPS Empress, utiliza-se a técnica da cera perdida, porém sem o uso do vidro fundido, como ocorre no sistema Dicor. Pastilhas de vidro pré-ceramizado de cor previamente selecionada são derretidas e injetadas sob pressão hidrostática a vácuo. As restaurações podem ser obtidas apenas por duas técnicas: de caracterização da superfície (maquiagem), na qual se aplicam corantes (porcelanas especiais de baixa fusão); e de estratificação (por camadas), pela qual se obtém uma subestrutura cerâmica sobre a qual se aplica a porcelana feldspática para reconstruir os detalhes anatômicos finais.

Atualmente, o sistema IPS Empress está disponível comercialmente como IPS e.max Press. Este consiste de um vidro ceramizado, diferindo da versão anterior quanto à composição química e à estrutura cristalina. Segundo Garone Neto e Burger (2002), o elevado volume de cristais de dissilicato de lítio do IPS e.max forma uma estrutura que bloqueia a propagação de trincas, elevando a resistência e a dureza do material. Como resultado do elevado conteúdo cristalino, a tenacidade de fratura quase triplicou. A resistência do material IPS Empress 2 é quase duas vezes maior que a do material original, IPS Empress. Além disso, sua estrutura de grãos finos e a alta cristalinidade da cerâmica vítrea reduzem o potencial de desgaste do dente natural, conforme dados do fabricante.

Segundo Qualtrough e Piddock (2002), os cristais de leucita das cerâmicas injetadas reforçadas por leucita têm a função de reforçar a matriz vítrea e prevenir a propagação de trincas. Entretanto, a adição desses cristais acima de 30% do volume do material torna a cerâmica mais opaca, o que compromete a estética. Além disso, no IPS e.max, o processo de formação de cristais de dissilicato de lítio na cerâmica vítrea proporciona a criação de 70% em volume de conteúdo cristalino, sem perda de translucidez. A resistência a fratura do IPS e.max, segundo o fabricante, é três vezes maior do que a do Empress original, estendendo a indicação da última geração desse material para áreas edêntulas de até 9 mm na região de pré-molares e de 11 mm na região anterior.

Albakry et al. (2003) determinaram a tenacidade a fratura usando diferentes métodos. A tenacidade a fratura e os valores medidos para as cerâmicas IPS Empress 2 (dissilicato de lítio) e IPS e.max Press dependem largamente do método de medição utilizado, enquanto os valores medidos para IPS Empress mostram apenas uma variação

mínima. A orientação dos cristais de dissilicato de lítio pode ter tido efeito sobre os resultados. Os cristais se arranjam em uma ordem específica de orientação quando o material é pressionado em amostras. Consequentemente, as amostras devem ser combinadas com os métodos de medição. O tamanho e a orientação dos cristais têm efeito sobre a propagação da trinca quando submetidos ao teste de compressão ou fadiga.

2.3 DESEMPENHO CLÍNICO

Burke e Qualtrough (1994) compararam inlays de resina e porcelana, dividindo as inlays de porcelana em 4 grupos, de acordo com a composição e a fabricação: a) troquel refratário; b) porcelana fundida; c) cerâmicas usinadas; e d) lâmina de platina. Eles observaram que fraturas são comuns durante a inserção, remoção e cimentação da inlay, estando intimamente relacionadas com o tipo de preparo (ângulos de convergência) e a técnica de inserção utilizada. Outro problema foi o excesso cervical do agente cimentante, que pode ser facilmente resolvido com uma técnica cuidadosa de cimentação da inlay. Os resultados mostram que as inlays de porcelana apresentaram bom selamento marginal, melhor estética, alta resistência ao desgaste, em que pesem desvantagens como difícil acabamento em alguns casos, impossibilidade de reparo intraoral e custo mais elevado em relação a restaurações de resina composta.

2.4 TESTE DE RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO

Yoshinari e Dérand (1994) avaliaram a influência da ciclagem mecânica sobre a resistência a compressão de coroas cerâmicas. Preparos para coroas totais foram realizados em dentes bovinos, com 10° de convergência oclusal, término em ombro de 1 mm de espessura e redução oclusal de 2 mm. Os grupos foram formados por quatro tipos de coroas totais cerâmicas: Vitadur N (Vita), IPS Empress (Ivoclar Vivadent), Dicor (Dentsply) e In-Ceram convencional (Vita). As coroas de Vitadur (Vita) foram cimentadas com três tipos de cimentos, fosfato de zinco (De Trey), ionômero de vidro (Ketac Cem, ESPE) e cimento resinoso (Variolink Vivadent), e os demais grupos somente com fosfato de zinco. Após a

cimentação, todos os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 h. Metade do grupo de coroas Vitadur foi submetida diretamente ao ensaio de compressão, enquanto a outra metade e os outros grupos testados passaram por ciclagem mecânica com aplicação de carga com inclinação de 10° antes do ensaio mecânico. A ciclagem mecânica foi realizada em ambiente úmido, com 10.000 ciclos entre 30 N e 300 N. O teste de compressão foi realizado com uma esfera de 4,8 mm de diâmetro posicionada no centro dos espécimes (velocidade de 0,25 mm/min) até a fratura. Os resultados mostraram que a resistência de coroas Vitadur diminuiu significativamente após ciclagem mecânica. O valor médio de resistência a fratura das coroas de Vitadur, quando cimentadas com fosfato de zinco, foi de 1.022 N e de 770 N sem ciclagem mecânica e com ciclagem mecânica respectivamente. Não houve diferença estatística significativa entre a resistência de IPS Empress (891 N), Vitadur (770 N) e Dicor (840 N) quando cimentadas com fosfato de zinco. As coroas de In-Ceram cimentadas com fosfato de zinco foram significativamente mais resistentes (1.060 N) do que os demais materiais testados, e os dois modos de fratura mais comumente observados foram fratura total e fratura da cerâmica de cobertura, com a infraestrutura intacta.

Wagner e Chu (1996) compararam a resistência a fratura sob flexão de IPS Empress, Procera, In-Ceram e uma cerâmica feldspática. Confeccionaram-se 10 discos de cada material, de acordo com o fabricante, com 2 mm de espessura e 16 mm de diâmetro, que foram submetidos a uma carga com velocidade de 1 mm/s. Os resultados foram: cerâmica feldspática, 65 MPa; IPS Empress, 134 MPa; In-Ceram, 352 MPa; e Procera, 687 MPa. Os autores concluíram que os três materiais têm elevada resistência flexural se comparados a cerâmicas feldspáticas e que o Procera e o In-Ceram são estatisticamente similares e bem mais resistentes quando comparados ao IPS Empress.

Neiva et al. (1998) compararam a resistência a fratura e a espessura de cimento de três sistemas cerâmicos cimentados adesivamente (IPS Empress, Ivoclar Vivadent; Procera AllCeram, Nobel Biocare; e In-Ceram, Vita). Um troquel mestre de metal foi usinado para obter dimensões de um preparo para coroa total em pré-molar superior, com ombro de 1,0 mm com ângulos internos arredondados e 2,5 mm de redução oclusal. Dez coroas de IPS Empress foram enceradas com espessuras padronizadas (axial: 1,0 mm; e oclusal: 2,5 mm). O ensaio de compressão foi realizado em uma máquina de teste universal (Instron), com uma esfera de metal de 4 mm de diâmetro, centralizada na superfície oclusal de cada espécime (velocidade de 0,5 mm/min). Os resultados mostraram que não houve nenhuma diferença significativa entre a resistência a fratura de IPS Empress, Procera e In-Ceram quando o cimento resinoso foi utilizado. A maior desadaptação foi registrada para coroas

Procera, e a menor foi encontrada nas paredes axiais do sistema In-Ceram. Concluiu-se que coroas IPS Empress cimentadas com cimento resinoso apresentaram média de resistência a fratura média tão alta quanto os demais materiais testados e que a maior espessura de cimento foi observada no sistema Procera, entre as paredes axiais do preparo e a coroa.

Cattell et al. (1999) compararam a resistência a flexão de duas cerâmicas prensáveis (Empress e Optimal) com um ensaio biaxial. Quanto à resistência, os autores concluíram que a cerâmica Optimal apresentou as médias mais elevadas, porém sem diferença estatística. Por outro lado, a cerâmica Empress apresentou os menores valores quando comparada com os outros materiais. De acordo com os autores, o sistema IPS Empress apresenta uma distribuição regular de leucita com tamanho de partícula variando entre $1,9 \mu\text{m}^2$ e $1,8 \mu\text{m}^2$ na matriz vítrea do Empress não caracterizado e varia entre $2,4 \mu\text{m}^2$ e $2,6 \mu\text{m}^2$ no Empress caracterizado. A porcentagem de leucita encontrada foi de 31,4% no Empress não caracterizado e de 25,4% no caracterizado.

Conceição (2000) afirmou que a cimentação adesiva aumenta significativamente a resistência a fratura da porcelana. Nesse sentido, o condicionamento das superfícies das restaurações de IPS Empress I e II com ácido fluorídrico consiste numa grande vantagem em relação ao sistema In-Ceram, que não sofre ação do condicionamento ácido. O ácido proporciona a formação de microporosidades na restauração, aumentando, assim, a resistência de união da porcelana ao cimento e, conseqüentemente, da restauração final.

Oh e Anusavice (2002) estudaram o efeito do formato do conector sobre a resistência a fratura de próteses fixas totalmente cerâmicas. Dez próteses fixas de três elementos foram confeccionadas para cada tipo de conector, usando-se uma cerâmica à base de dissilicato de lítio. Eles afirmaram que a camada de cimento também é um fator que deve ser observado nos testes de resistência a fratura, pois pode alterar a distribuição de tensões através da infraestrutura e reduzir a concentração de tensões nos defeitos da superfície interna do material.

Burke (1999) avaliou a resistência a fratura de coroas cerâmicas reforçadas por leucita (Fortress, Chameleon Dental). Dez pré-molares receberam preparos para coroas totais com 2 mm de redução oclusal, ombro de 0,5 mm, com ângulos internos arredondados e convergência oclusal de 6° . O teste de compressão foi realizado com uma barra de aço de 4 mm de diâmetro e carga aplicada a uma velocidade de 1 mm/min até ocorrer a fratura, em uma máquina de testes Instron. As coroas de Fortress apresentaram valor de resistência maior (880 N) do que o encontrado em um estudo prévio similar realizado com a porcelana feldspática Mirage (770 N), porém sem diferença estatística significativa.

Sobrinho e Knowles (1999) compararam a resistência a fratura de coroas de In-Ceram (Vita) fabricadas em preparos com 8° ou 16° de convergência oclusal utilizando diferentes cimentos. Sessenta coroas In-Ceram (Vita) com 8 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura foram fabricadas em 60 troquéis metálicos com dimensões semelhantes às de um pré-molar. As coroas foram divididas em 3 grupos, de acordo com o cimento, fosfato de zinco (Orthostan, Stratford Cookson) e dois cimentos de ionômero de vidro para cimentação (Vivaglass Cem, Vivadent e RGI-Lutrex, Henry Schein), os quais foram subdivididos em 2 subgrupos, segundo a convergência oclusal dos preparos (8° e 16°). Após a cimentação, os espécimes foram submetidos sob pressão constante de uma carga de 2,7 kgf por 10 min e armazenados em água destilada a 37 °C por 24 h. O teste de compressão foi realizado aplicando-se uma carga inicial de 20 N a uma velocidade de 1 mm/min até ocorrer a fratura. Os resultados mostraram que o ângulo de convergência oclusal não influenciou significativamente a resistência das coroas e que as coroas cimentadas com fosfato de zinco foram significativamente mais resistentes do que as coroas cimentadas com cimento de ionômero de vidro (CIV) para cimentação.

Haselton et al. (2000) avaliaram o desempenho clínico de coroas In-Ceram (Vita) após 3 anos – a maior parte cimentada com cimento fosfato de zinco. As coroas de In-Ceram de 41 pacientes foram reavaliadas quanto a integridade marginal, compatibilidade de cor, cárie secundária, desgaste da coroa e de dentes antagonistas e fraturas visíveis nas coroas. Os resultados mostraram que 88% das coroas receberam Bravo para integridade marginal e 99% receberam Bravo para cor. Somente 1% das coroas exibiu cáries secundárias, e nenhuma coroa apresentou desgaste visível. Duas falhas irreparáveis foram encontradas nas regiões interproximais de duas coroas, e uma coroa de molar foi substituída por fratura na infraestrutura. Os resultados demonstraram que coroas de In-Ceram podem ser indicadas para restaurações de dentes anteriores e posteriores, e, ainda, que o cimento fosfato de zinco pode ser utilizado na cimentação de coroas cerâmicas infiltradas de óxido de alumínio.

Chai et al. (2000) investigaram a probabilidade de fratura de quatro sistemas totalmente cerâmicos: In-Ceram convencional (Vita), In-Ceram CAD/CAM (Vita), IPS Empress (Ivoclar Vivadent) e Procera AllCeram (Nobel Biocare). As coroas de In-Ceram, Procera e IPS Empress foram confeccionadas sobre os modelos de gesso obtidos a partir de moldes dos troquéis de resina, e as coroas In-Ceram CAD/CAM foram fabricadas a partir de uma impressão óptica do modelo de gesso. Uma carga de compressão foi aplicada em 45° da superfície palatina, com velocidade de 0,2 mm/min, até ocorrer a fratura. Os modos de

fratura foram: A = fratura da estrutura da coroa; B = fratura da coroa e troquel; e C = fratura somente do troquel, abaixo do nível da coroa. As resistências a fratura variaram de 865 N (In-Ceram CAD/CAM) a 1.111 N (IPS Empress). Metade dos espécimes fraturou apenas na estrutura cerâmica; a outra metade fraturou na estrutura cerâmica/troquel ou somente no troquel. Não houve diferença significativa em relação à probabilidade de fratura entre os quatro sistemas testados.

Casson et al. (2001) estudaram a influência de cimentos de fosfato de zinco (Unodent), de ionômero de vidro para cimentação (AquaCem, Dentsply) e resinoso (Permalute, Ultradent) sobre a resistência a fratura de coroas cerâmicas à base de óxido de alumínio (TechCeram). Trinta pré-molares foram preparados e divididos em 3 grupos, de acordo com o cimento. Os espécimes foram submetidos a uma pressão constante com carga de 2 kgf e armazenados por 1 semana (coroas cimentadas com cimento resinoso e fosfato de zinco), ou por 1 mês (coroas cimentadas com ionômero de vidro). O ensaio de compressão foi realizado usando-se uma esfera metálica de 3 mm em uma máquina de testes universal (Lloyd LR10K, Fareham, UK), com velocidade de 1 mm/mm até a fratura.

Os dentes naturais apresentaram predominantemente fratura do tipo II (menos da metade da coroa perdida – 754 N), as coroas cimentadas com fosfato de zinco apresentaram tipo IV (mais da metade da coroa perdida – 1.216 N), as cimentadas com CIV para cimentação apresentaram modos IV e V de fratura (fratura severa da coroa e/ou dente – 754 N), e as cimentadas com cimento resinoso apresentaram principalmente a do tipo V (989 N). Concluiu-se que a cerâmica à base de óxido de alumínio pode apresentar valores de resistência comparáveis aos de um dente natural e que os cimentos testados afetam significativamente a resistência a fratura do material testado.

Webber, McDonald e Knowles (2003) investigaram a influência de espessuras diferentes de porcelana de cobertura sobre a resistência a compressão de coroas Procera AllCeram (Nobel Biocare). Sessenta troquéis metálicos usinados com dimensões padronizadas (8° de convergência oclusal, 7 mm de altura, 4,2 mm de diâmetro oclusal) foram divididos em 3 grupos de coroas de Procera: 0,4 mm de porcelana de cobertura (troquéis com 1 mm de redução axial); 0,9 mm de porcelana de cobertura (troquéis com 1,5 mm de redução axial); e grupo controle, composto de coroas de In-Ceram (Vita) com 0,9 mm de porcelana de cobertura (troquéis de 1,5 mm de redução axial). As coroas foram jateadas internamente com óxido de alumínio, silanizadas, tratadas com ED Primer (Kuraray) e cimentadas com Panavia 21 TC (Kuraray), sob pressão constante de carga de 5 kgf. Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão com carga inicial de 20 N. Os

resultados de resistência a compressão dos grupos 1, 2 e 3 foram, respectivamente, 2.197 N \pm 776,4 N, 2.401 N, \pm 699,1 N e 2.581 N \pm 699,1 N, porém sem diferenças estatísticas entre eles. Concluiu-se que a variação na espessura da cobertura cerâmica de coroas Procera não influenciou sua resistência a compressão.

Attia e Kern (2004a) avaliaram a influência do uso de um primer cerâmico como método de tratamento de superfície sobre a resistência a fratura de coroas cerâmicas CAD-CAM e cerâmicas de baixa fusão. Quarenta e nove pré-molares foram preparados para coroa total, com 6° de convergência, 1,5 mm de redução axial, 2 mm de redução oclusal e 5 mm de altura. Todas as cerâmicas apresentaram a mesma espessura, obtida através do molde de um pré-molar hígido (1,5 mm axial e 2 mm oclusal). Utilizaram-se dois métodos para cimentação: a) condicionamento com ácido fluorídrico a 4,9% por 1 min; e b) condicionamento com ácido fosfórico a 65% e subsequente cimentação com cimento resinoso (C&B, Sun Medical). Não houve diferença estatística significativa entre as cerâmicas Vita Mark II e ProCAD, as quais apresentaram valores de resistência maiores que as cerâmicas Duceram. Também não houve diferença estatística significativa dentro de cada grupo em relação aos tratamentos de superfície.

Pallis et al. (2004) compararam a resistência a fratura dos sistemas IPS Empress 2, Procera AllCeram e In-Ceram Zircônia. As infraestruturas dos sistemas Procera e In-Ceram apresentaram 0,5 mm de espessura, enquanto as infraestruturas de IPS Empress 2 apresentaram 0,7 mm de espessura axial e 1 mm de espessura oclusal. Após a fabricação, as coroas Procera e In-Ceram foram jateadas com óxido de alumínio, e as coroas IPS Empress 2 foram condicionadas com ácido fluorídrico a 9,5%. Realizou-se o teste de compressão em uma máquina universal Instron, com aplicação de carga com uma esfera de metal de 6,35 mm de diâmetro. As coroas de In-Ceram Zircônia apresentaram a maior resistência a fratura (998–1.183 N), porém esta não foi significativamente maior do que a dos demais materiais testados.

Komine et al. (2004) avaliaram a influência do cimento resinoso e da termociclagem sobre a resistência a fratura de coroas In-Ceram Alumina (Vita) confeccionadas pelo processo CAD/CAM. Quarenta e oito primeiros molares receberam preparos para coroa total (1,2 mm de redução axial, término em chanfro e convergência de 6° a 8°). A superfície interna das cerâmicas foi jateada com óxido de alumínio e elas foram divididas em 3 grupos, de acordo com o cimento resinoso (Rely X ARC, 3M; Panavia, Kuraray; e C&B Superbond, Sun Medical). Não houve diferença estatística significativa entre os grupos quando submetidos diretamente ao ensaio mecânico. O grupo de coroas cimentadas com C&B

apresentou resistência significativamente maior do que o grupo de coroas cimentadas com Panavia após termociclagem. Concluiu-se que todos os cimentos utilizados podem ser utilizados em associação às cerâmicas testadas.

Potiket et al. (2004) compararam a resistência a fratura de coroas totalmente cerâmicas e de coroas metalocerâmicas cimentadas adesivamente. Quarenta incisivos centrais foram preparados para coroa total e foram divididos em 4 grupos de coroas: metalocerâmicas (controle); de Procera AllCeram Alumina (Nobel Biocare) com copings de 0,4 mm e de 0,6 mm; e de Procera AllCeram Zircônia (Nobel Biocare) com copings de 0,6 mm. No momento da cimentação, as coroas foram assentadas com pressão digital por 2 min e então armazenadas por 7 dias em solução salina a 20 °C. Após esse procedimento, os espécimes foram submetidos ao teste de compressão em uma máquina Instron, com aplicação de carga com 30° em relação à superfície incisal até a ocorrência da fratura. Não houve diferença estatística significativa na resistência a fratura entre os grupos de coroas metalocerâmicas (405 N ± 130 N), Procera Alumina de 0,4 mm (447 N ± 123,76 N), Procera Alumina de 0,6 mm (476 N ± 174 N) e Procera Zircônia de 0,6 mm (381 N ± 166 N).

Attia e Kern (2004b) avaliaram a influência da fadiga termomecânica e da variação de agentes cimentantes na resistência a fratura dos sistemas IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) e ProCAD (Ivoclar Vivadent). Foram selecionados 110 pré-molares hígidos para o estudo, os quais foram preparados com 6° de convergência oclusal, 1,5 mm de redução axial, 2,0 mm de redução oclusal, término em ombro e 5 mm de altura. Os grupos foram subdivididos de acordo com o cimento resinoso. Não houve diferença estatística significativa na resistência a fratura entre ProCAD e IPS Empress 2 quando se utilizou o mesmo cimento.

Barros et al. (2005) avaliaram *in vitro* a influência do tipo de substrato dental e da espessura oclusal sobre a resistência a compressão de coroas totais cerâmicas. Quarenta molares hígidos extraídos receberam preparo do tipo coroa total, metade deles com desgaste oclusal até a dentina, e os demais, em esmalte. A redução axial foi de 1,5 mm com margens em esmalte íntegro. Foram confeccionadas coroas totais de IPS Empress 2 e ERIS para IPS-Empress 2 (Ivoclar Vivadent), e os dentes foram divididos em 4 grupos, de acordo com o desgaste oclusal e a espessura da restauração: desgaste em dentina e restaurações com espessura oclusal de 1 mm; desgaste em dentina e restaurações com 2 mm; desgaste em esmalte e restauração com 1 mm; e desgaste em esmalte e restauração com 2 mm. As coroas foram cimentadas com Variolink II (Ivoclar Vivadent), seguindo as instruções do fabricante. Os espécimes foram armazenados em água por 24 h e submetidos ao teste de compressão

com carga à velocidade de 1 mm/min, aplicada com um cilindro metálico de 4 mm de diâmetro no sulco oclusal principal. Não houve diferença estatística significativa entre o grupo 1 (1,65 kN), o grupo 2 (1,79 kN) e o grupo 3 (1,82 kN). O grupo 4 (1,98 kN) foi estatisticamente mais resistente a compressão ($p < 0,0006$). A fratura do tipo I (fissura ou fratura mínima da restauração) foi a mais frequente.

Snyder e Hogg (2005) investigaram a diferença entre a resistência a fratura de vários sistemas cerâmicos utilizando 50 coroas totalmente cerâmicas divididas em 5 grupos: IPS Eris (Ivoclar Vivadent); In Ceram Alumina (Vita); In Ceram Zircônia (Vita); Procera AllCeram Alumina (Nobel Biocare); e Procera AllCeram Zircônia (Nobel). Pressão constante foi aplicada na superfície oclusal das coroas a uma carga de 5 kgf por 10 min durante a cimentação. A aplicação da carga foi realizada na superfície oclusal das coroas com velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a fratura. Os resultados mostraram que as coroas Procera Zircônia, do quinto grupo, foram significativamente mais resistentes do que os demais materiais testados.

Moura et al. (2007) avaliaram *in vitro* a resistência a fratura de intermediários experimentais para implantes construídos em In-Ceram Zircônia e restaurados com coroa de In-Ceram Alumina. Simulou-se um incisivo central superior instalado com 135° de angulação (inclinação entre os incisivos centrais superiores e inferiores) em uma máquina de ensaio, que imprimiu carga na região de cingulo até que se desse a ruptura de algum componente. Dos 7 corpos de prova, 5 fraturaram o implante e 2 fraturaram a base do intermediário de cerâmica. A média encontrada para as forças de compressão foi de 305,6 N. Constatou-se, ao ser aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov, ser a amostra normal e, usando o teste *t* de Student, verificou-se que a força alcançada para fratura das amostras foi estatisticamente superior ($p = 0,0191$) quando comparada à carga mastigatória fisiológica (aproximadamente 235 N).

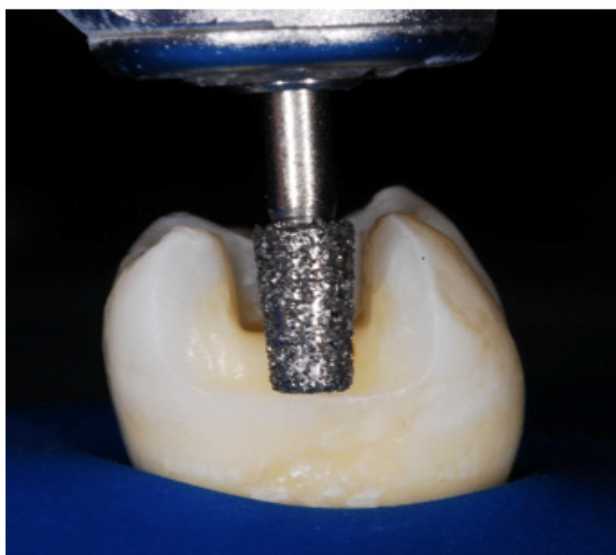
Guess et al. (2009) realizaram uma investigação clínica de 5 anos sobre a taxa de sobrevivência e do comportamento no longo prazo de restaurações cerâmicas em molares de cobertura parcial (PCR). Cerâmicas prensadas CAD/CAM e usinadas PCRs foram comparadas. Oitenta molares vitais de 25 pacientes foram restaurados com PCRs totalmente em cerâmica (40 IPS e.max Press [IP] e 40 Procad [PC]). As avaliações clínicas foram realizadas no início e aos 13, 25 e 36 meses após a cimentação do PCR, de acordo com os critérios USPHS. Após um período de observação de até 3 anos, a taxa de sobrevivência de IP-PCRs foi de 100%, e de 97% para PC-PCRs devido a uma fratura grave. O PC-PCR teve

de ser substituído depois de 9 meses. A cárie secundária e complicações endodônticas não ocorreram. Maior tempo de trabalho clínico resultou em melhor adaptação marginal e em menor descoloração marginal. Ambos os materiais cerâmicos PCR demonstraram deteriorações significativas em associação a cor e a rugosidade. Os IP-PCRs foram significativamente mais afetados. Quanto à forma anatômica, o IP-PCR mostrou uma qualidade superior aos demais. As restaurações cerâmica prensada e CAD/CAM mostraram-se uma opção confiável de tratamento para restaurar defeitos maiores em dentes posteriores. A degradação marginal do cimento resinoso e a deterioração dos materiais de cerâmica durante a função clínica determinaram o desempenho clínico no longo prazo das restaurações cerâmicas.

Heintze et al. (2010) avaliaram um novo método laboratorial para testar todos os sistemas de cerâmica no que diz respeito a falhas. Dezesesseis molares inferiores foram utilizados, e dois materiais diferentes (IPS Empress e IPS e.max Press) foram cimentados adesivamente. Todas as coroas receberam uma força excêntrica em um simulador de mastigação Willytec (caneta de aço, Ø 2,4 mm, 2 mm de movimento lateral da fossa à ponta da cúspide), com aumento progressivo da carga (3 kg, 5 kg e 9 kg, 100.000 ciclos cada, 0,8 Hz) e termociclagem simultânea (5 °C/55 °C × 417 por fase). Outras quatro coroas de cada material foram submetidas a um sensor de força 3D durante o carregamento dinâmico de cada fase de carga utilizando dois diferentes movimentos laterais. As forças acumuladas para as três direções no espaço eram muito maiores do que a carga estática do simulador de mastigação (força máxima de 3 kg (60 N), 5 kg (160 N) e 9 kg (240 N)). Não houve diferença estatisticamente significativa na força média ou máxima entre os dois materiais ou entre os dois diferentes movimentos laterais. Durante o carregamento dinâmico, não ocorreram fraturas nas coroas feitas de IPS e.max Press, enquanto 50% das coroas IPS Empress apresentaram falhas (75% de fraturas e 25% de lascas). A maioria das coroas fraturou durante a fase de carregamento de 9 kg.

Clausen et al. (2010) avaliaram a influência do projeto, a preparação e o material cerâmico, a fadiga mastigatória e a resistência a fratura de restaurações de cerâmica com cobertura total cimentada em molares inferiores. Foram fabricadas restaurações cerâmicas a partir de leucita reforçada por lítio (IPS Empress Esthetic) ou cerâmica de dissilicato de vidro (IPS e.max Press). Para cada material cerâmico, 4 grupos de 8 espécimes cada foram distribuídos aleatoriamente. Os grupos tinham uma margem sem a linha de término, ou chanfro reto biselado. As restaurações foram cimentadas adesivamente com resina composta. Após armazenamento em água por 1 semana, os espécimes sofreram compressão

de 600.000 vezes com um peso de 10 kg e, adicionalmente, foram termociclados 3.500 vezes (5 °C/55 °C) em um simulador de mastigação. Os espécimes sobreviventes foram submetidos a fratura em uma máquina universal de ensaios. Todos os espécimes sobreviveram à fadiga mastigatória. A média de resistência a fratura variou de 2.895 N a 4.173 N. A influência do material cerâmico na resistência a fratura foi significativa. As restaurações de dissilicato de lítio tiveram maior resistência a fratura do que as restaurações de leucita reforçadas por vidro. As diferentes linhas de término não apresentaram influência na resistência a fratura.

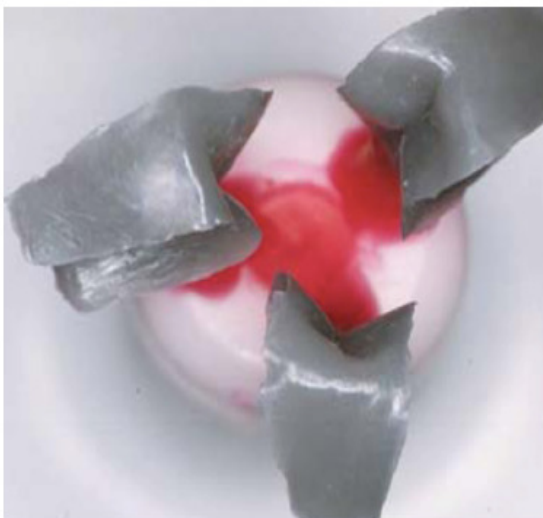


Proposição

3 PROPOSIÇÃO

A) Avaliar *in vitro* a influência de diferentes profundidades da parede gengival e da reconstrução do ângulo axiopulpar na resistência a compressão de inlays cerâmicas em molares humanos, com a aplicação de uma força de compressão por meio de uma barra cilíndrica.

B) Avaliar o padrão de fratura das inlays cerâmicas.



Materiais e Métodos

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Cinquenta terceiros molares humanos, superiores e inferiores, com coroas de tamanhos e formas semelhantes foram selecionados (Figura 1). Os dentes foram armazenados em água à temperatura ambiente por um período máximo de 90 dias.



Figura 1 – Molares hígidos extraídos.

Os dentes foram limpos retirando-se os restos de ligamento periodontal com um bisturi, polidos com pedra-pomes e água, utilizando-se uma escova do tipo Robinson em baixa rotação. Os dentes foram examinados com uma lupa Bio-Art-4 (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, São Paulo), de 4x de aumento, a fim de eliminar dentes que porventura apresentassem qualquer trinca ou alteração em sua estrutura que pudesse provocar qualquer tipo de falha no decorrer do experimento. Os dentes foram selecionados por meio da medição das larguras méso-distal e vestibulopalatina, aferidas com um paquímetro eletrônico digital (série 627, Starrett Indústria e Comércio Ltda., Itu, SP), para padronização.

4.1 FIXAÇÃO DOS DENTES

Os dentes foram fixados individualmente em uma matriz de acrílico confeccionada a partir de tampas de PVC de 20 mm de diâmetro (cap soldado 20 mm, Tigre, Joinville, Brasil). Com o objetivo de posicionar o dente com a face oclusal paralela à base do anel, com a crista marginal distal na mesma altura da crista marginal mesial, utilizou-se um delineador protético (Bioart, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 2).



Figura 2 – Delineador protético para auxílio da inserção dos dentes na tampa de PVC.

Os dentes foram incluídos com cera pegajosa (Epoxyglass, Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) em uma haste de extremidade cilíndrica (Figura 3).

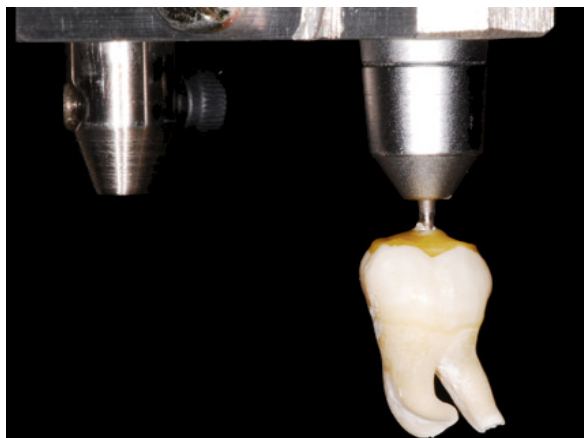


Figura 3 – Fixação do dente com cera pegajosa na ponta do delineador protético.

Dessa forma, foi possível fixar os dentes para que os preparos e a cimentação das restaurações fossem realizados. Cada matriz foi preenchida com resina acrílica, e a raiz do dente inserida no acrílico até 2 mm aquém do limite amelocementário, antes da polimerização inicial, que é de 5 minutos (Figura 4).

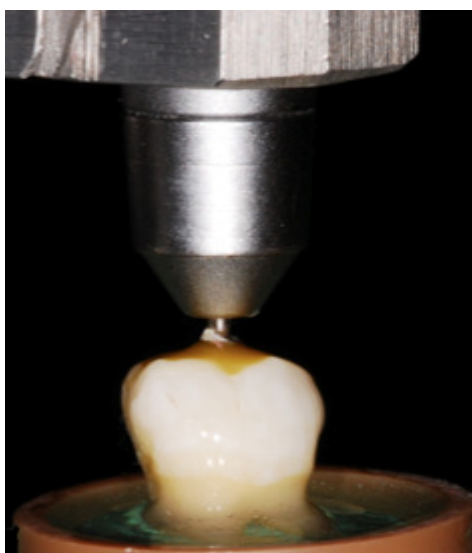


Figura 4 – Inserção da raiz do dente no acrílico, a 2 mm da junção esmalte-cemento.

Após a fixação, os dentes receberam preparos do tipo inlay. Os preparos foram efetuados pelo próprio pesquisador, com as seguintes características:

- a) preparos mésio-oclusodistais (MOD);
- b) paredes cavitárias com expulsividades de 10° a 12°;
- c) ângulos internos arredondados; e
- d) margens gengivais com 1 mm aquém da junção amelocementária.

4.2 PREPARO CAVITÁRIO

Os dentes foram preparados com pontas diamantadas troncocônicas de extremo arredondado, REF. 3131, substituídas a cada cinco preparos realizados. O início da abertura e do contorno deu-se pela face oclusal. As caixas proximais foram confeccionadas a partir da crista marginal mesial e distal, com o tamanho correspondente a um terço da distância vestibulolingual na linha do equador dentário, com uma profundidade de até 1 mm aquém da junção amelodentinária.

O acabamento dos preparos cavitários foi realizado com as pontas diamantadas n° 3131, n° 3131F e n° 3131FF (K.G. Sorensen, Brasil), com granulometria fina e extrafina respectivamente (Figura 5).

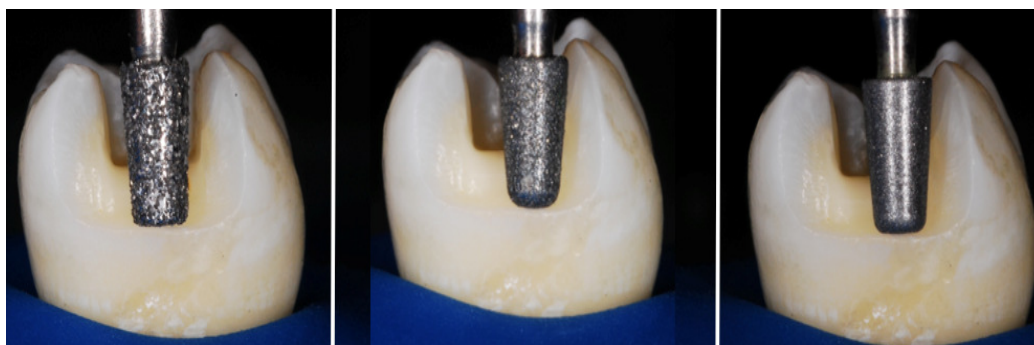


Figura 5 – Preparo cavitário realizado com ponta diamantada de diferentes granulometrias (n° 3131, n° 3131F e n° 3131FF).

4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS

Grupo 1 (n=10)

Cavidade MOD para inlay cerâmica, com caixa oclusal apresentando profundidade de 2 mm do sulco principal até a parede pulpar e desgaste axial de 1,5 mm (Figura 6).

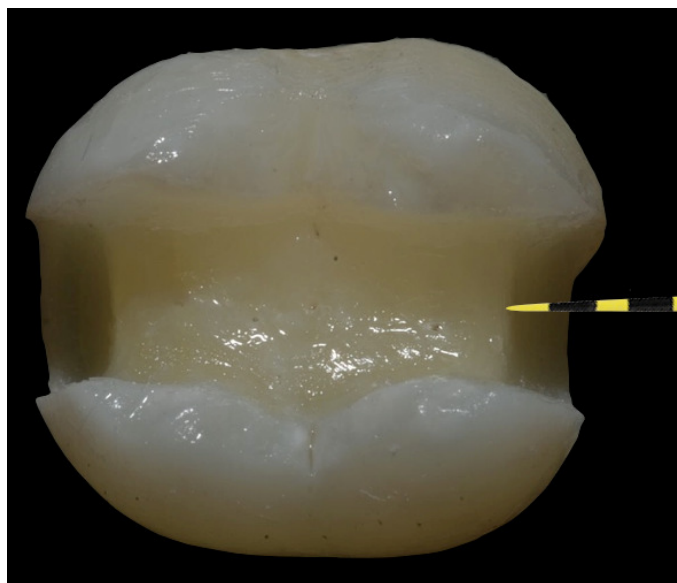


Figura 6 – Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 1.

Grupo 2 (n=10)

Cavidade MOD para inlay cerâmica, com caixa oclusal apresentando profundidade de 2 mm do sulco principal até a parede pulpar e desgaste axial de 1,0 mm (Figura 7).

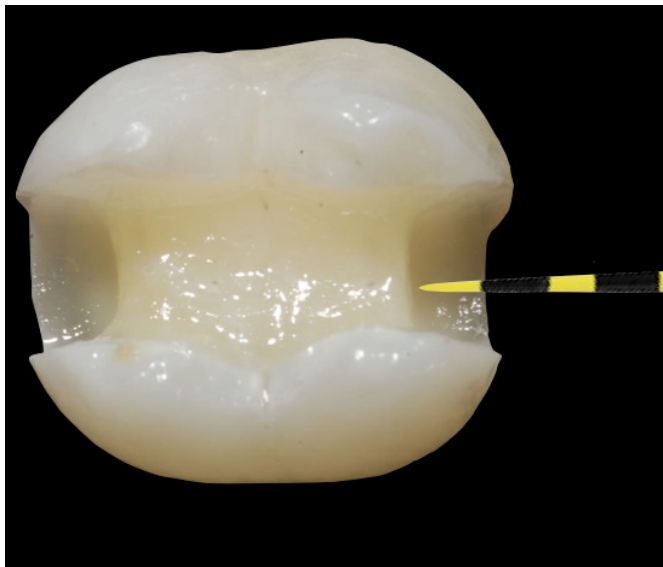


Figura 7 – Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 2.

Grupo 3 (n=10)

Cavidade MOD para inlay cerâmica, com caixa oclusal apresentando profundidade de 2 mm do sulco principal até a parede pulpar e desgaste axial de 2,0 mm (Figura 8).

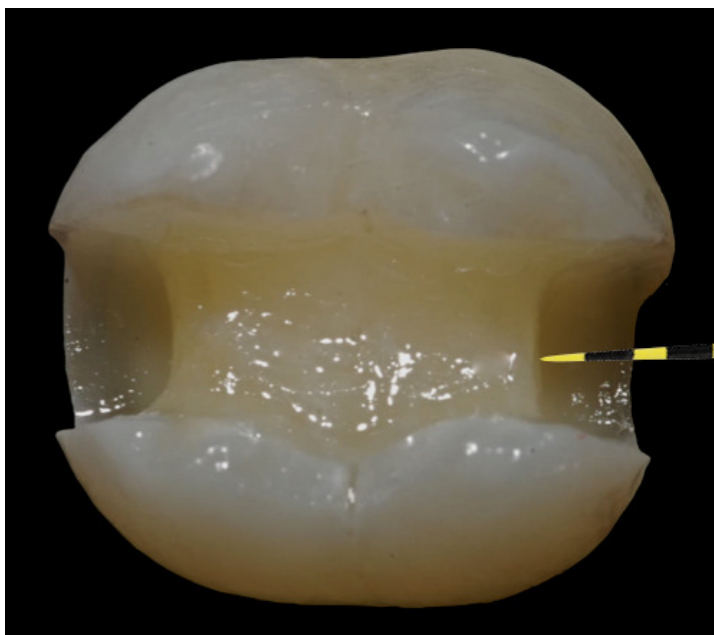


Figura 8 – Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 3.

Grupo 4 (n=10)

Cavidade MOD para inlay cerâmica, com caixa oclusal apresentando profundidade de 2 mm do sulco principal até a parede pulpar e desgaste axial de 2,0 mm, realizando-se um preenchimento com resina composta (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent), a fim de se reconstruir a parede pulpar e axial, refazendo o ângulo axiopulpar, o que resultou em uma cavidade oclusal de 2 mm de profundidade, com largura das caixas de 1,5 mm (Figura 9).

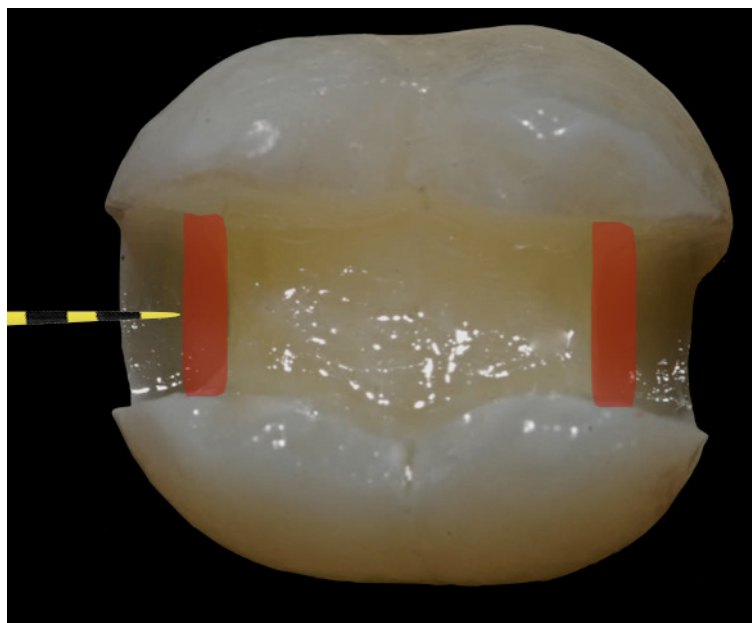


Figura 9 – Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 5, com a confecção do núcleo de preenchimento de 0,5 mm em resina composta (representação em vermelho).

Grupo 5 (n=10)

Cavidade MOD para inlay cerâmica, com caixa oclusal apresentando profundidade de 2 mm do sulco principal até a parede pulpar e desgaste axial de 2,0 mm, realizando-se um preenchimento com resina composta (Tetric Ceram, Ivoclar Vivadent), a fim de se reconstruir a parede pulpar e axial, refazendo o ângulo axiopulpar, o que resultou em uma cavidade oclusal de 2 mm de profundidade, com largura das caixas de 1,5 mm, núcleo que foi retirado do preenchimento no momento antecedente à cimentação, promovendo um espaço entre a cerâmica e o substrato dental de 0,5 mm, preenchido, supostamente, pelo cimento (Figura 10).

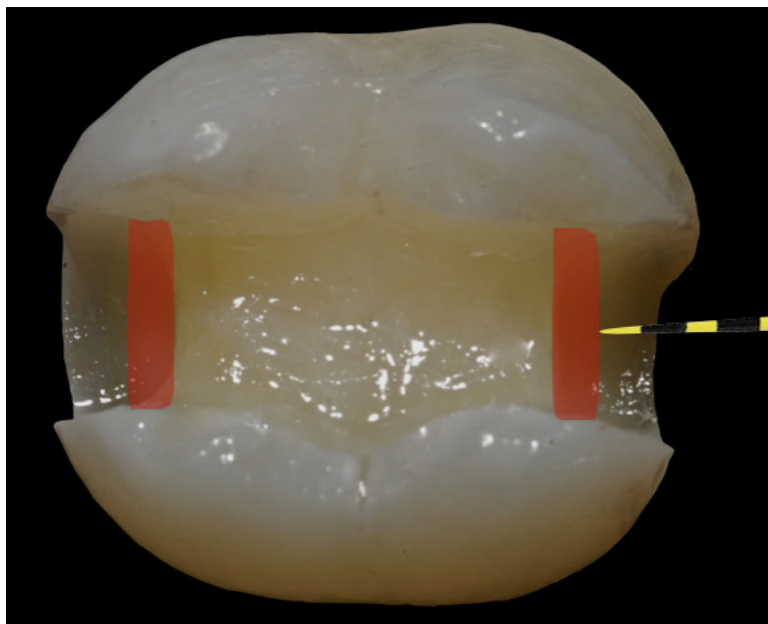


Figura 10 – Preparo cavitário MOD do tipo inlay para os espécimes do grupo 5, com a confecção do núcleo de preenchimento de 0,5 mm em resina composta (representação em vermelho), que foi removido previamente à cimentação.

No grupo 4, em que se realizou preenchimento em resina composta, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 30 s em esmalte e 15 s em dentina. Em seguida, foram lavados por 60 s e secos com leve jato de ar (5 s). Depois, aplicou-se o sistema adesivo Tetric N-Bond (Ivoclar Vivadent), fotoativado por 40 s (3M-Curing Light 2500, 3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA). Em seguida, os dentes foram restaurados com a resina composta micro-híbrida A3 TetricN-Ceram (Ivoclar Vivadent) (Figura 11). Os dentes foram armazenados em ambiente úmido a 37 °C por um período de 24 h e, em seguida, realizaram-se os procedimentos de moldagem.



Figura 11 – Visão aproximada da resina composta A3 Tetric N-Ceram.

4.4 MOLDAGEM

Os dentes foram moldados com um silicone de adição Virtual 380 (Ivoclar Vivadent) (Figuras 12 e 13). Realizou-se a moldagem em uma etapa única, sendo inserido o material fluido inicialmente dentro do preparo cavitário, depois externamente (Figura 14), e logo em seguida foi inserido o silicone denso (Figura 15). Após o tempo de presa, os moldes foram vazados em gesso (Gesso do tipo IV Dentmix, Asfer, São José, São Caetano do Sul, SP, Brasil).



Figura 12 – Silicone de adição leve utilizado na moldagem das inlays.

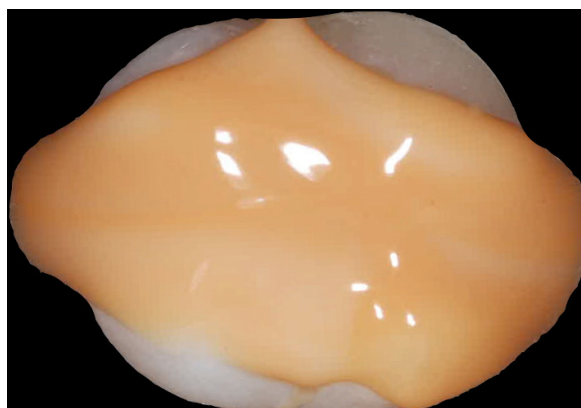


Figura 13 – Visão aproximada da moldagem com o silicone leve.

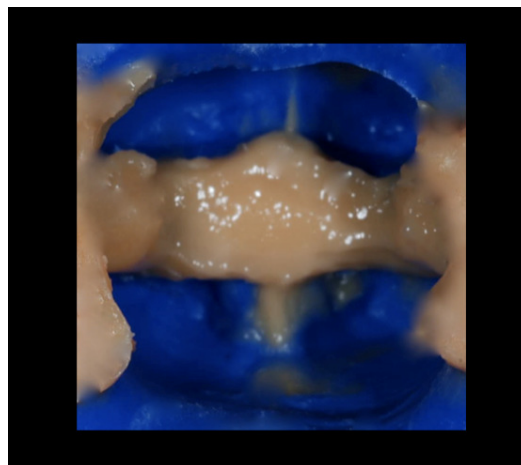


Figura 14 – Visão aproximada da moldagem com silicone pesado (azul) e leve (amarelo).

4.5 CONFECCÃO DAS INLAYS CERÂMICAS

Com os modelos dos preparos para inlay, foram realizadas restaurações com o sistema cerâmico IPS E.max. Todas as inlays foram realizadas por um único operador e confeccionadas de acordo com as normas do fabricante, relatadas a seguir.

O padrão de cera da inlay foi confeccionado sobre o modelo de trabalho. Com o auxílio de um delineador, posicionou-se a barra de aplicação de força sobre a face oclusal da peça encerada, para que esta moldasse a forma do dispositivo utilizado no teste de compressão. Isso foi importante, uma vez que permitiu o correto assentamento da barra sobre a restauração, sem pressionar um lado mais que o outro, durante o teste de resistência a compressão. Com isso, a face oclusal da cerâmica ficou sem anatomia, para que o ponto de apoio da barra cilíndrica ficasse padronizado em todos os espécimes. O material refratário foi utilizado para inclusão do padrão de cera. A pastilha cerâmica foi aquecida gradativamente, elevando-se 3 °C por minuto, até que atingisse 850 °C, permanecendo assim por 20 min, seguida de uma pressão de 5 bar por 15 min, para que a cerâmica fosse injetada dentro do espaço deixado pela cera. Após o esfriamento da peça, removeu-se o material de revestimento, o molde foi cortado, e os padrões foram removidos por jateamento, com partículas de vidro de 50 µm/2 bar, e refinados com discos de diamante. Após ajuste no modelo de gesso, a peça foi glaseada à temperatura de 700 °C.

As inlays cerâmicas foram fixadas nos dentes preparados com um cimento resinoso de polimerização dual, Variolink II (Ivoclar Vivadent), seguindo as normas do fabricante. Para o tratamento das restaurações cerâmicas, realizou-se o condicionamento da face interna com ácido fluorídrico a 10% por 60 s, seguido da lavagem com spray ar-água de seringa tríplice e secagem com ar. Logo após, realizou-se a silanização por 60 s da parte interna condicionada, aplicando-se o Monobond S com o auxílio de um pincel Microbrush, até o molhamento completo da superfície. Após a secagem do silano, aplicou-se o adesivo sobre a inlay cerâmica por 10 s, deixando-a sem polimerizar (Figura 15).

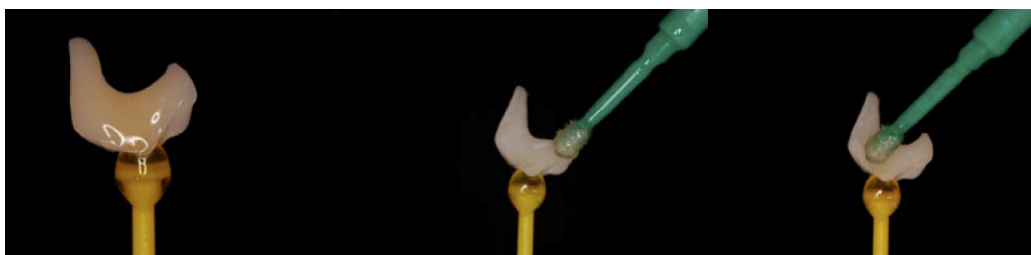


Figura 15 – Condicionamento da superfície interna da inlay cerâmica com ácido fluorídrico a 10%, aplicação do silano e, em seguida, após a secagem do silano, a aplicação do adesivo.

O condicionamento do dente foi realizado de acordo com as normas do fabricante: limpeza da superfície com jato de bicarbonato de sódio, lavada em água e seca suavemente com ar; em seguida, condicionamento com ácido fosfórico a 37% (Total Ecth, Ivoclar Vivadent) por 15 s; superfície lavada por 15 s e seca com jato de ar. Aplicou-se o adesivo Tetric N-Bond (Ivoclar Vivadent) por 10 s, deixando-o sem polimerizar.

Na sequência, aplicou-se uma camada de cimento Variolink II. Uma pasta-base e uma pasta catalisadora foram misturadas previamente em quantidades iguais em um bloco. Esse cimento tem um tempo de trabalho de 3,5 min. Após o assentamento da peça, esta foi pressionada em posição por 1 min, e os excessos grosseiros, removidos com uma sonda exploradora.

Realizou-se uma pré-polimerização preconizada pelo fabricante de 10 s. Em seguida, removeram-se os excessos com uma lâmina de bisturi número 12. Depois, realizou-se o final da fotopolimerização com gel bloqueador de oxigênio (Liquid Strip, Ivoclar Vivadent) nas margens da restauração, preconizado pelo fabricante. Cada face foi fotoativada por 40 s. O aparelho fotopolimerizador utilizado foi o 3M-Curing Light 2500 (3M ESPE, Saint Paul,

MN, EUA), com uma intensidade de luz de 600 mW/cm^2 , calibrado por um radiômetro de cura a cada 5 espécimes.

Ao final de todo o procedimento restaurador, os espécimes foram armazenados em água à temperatura ambiente, por 24 h, para que pudesse ocorrer a completa polimerização até o teste de compressão.

4.6 TESTE DE COMPRESSÃO DOS ESPÉCIMES

Os espécimes foram fixados em uma plataforma de aço e posicionados na base da máquina de teste. Os dentes sofreram uma carga contínua perpendicular ao longo eixo do dente, por meio da aplicação de uma barra de 4 mm de diâmetro e de 6 mm de comprimento, posicionada no centro da superfície oclusal (Figura 16).



Figura 16 – Posicionamento da barra no centro da superfície oclusal.

A resistência a compressão foi realizada em uma máquina de ensaio universal (Instron Universal Test 444, Instron Corp., Cantos, USA), a uma velocidade de travessa de 1 mm/min. A máquina era travada ao primeiro sinal de fratura, observado no momento em que a força no painel diminuía.

4.7 ANÁLISE DAS FRATURAS

Os tipos de falhas que ocorreram após a fratura foram avaliados e classificados como preconizado por Burke (1994) (Figuras 17 e 18).

Código	Definição
I	fratura mínima do dente ou da <i>inlay</i>
II	menos da metade da <i>inlay</i> fraturada
III	fratura de metade da <i>inlay</i>
IV	fratura de mais da metade da <i>inlay</i>
V	fratura severa do dente e/ou da <i>inlay</i>

Figura 17 – Classificação das fraturas de acordo com Burke (1994).

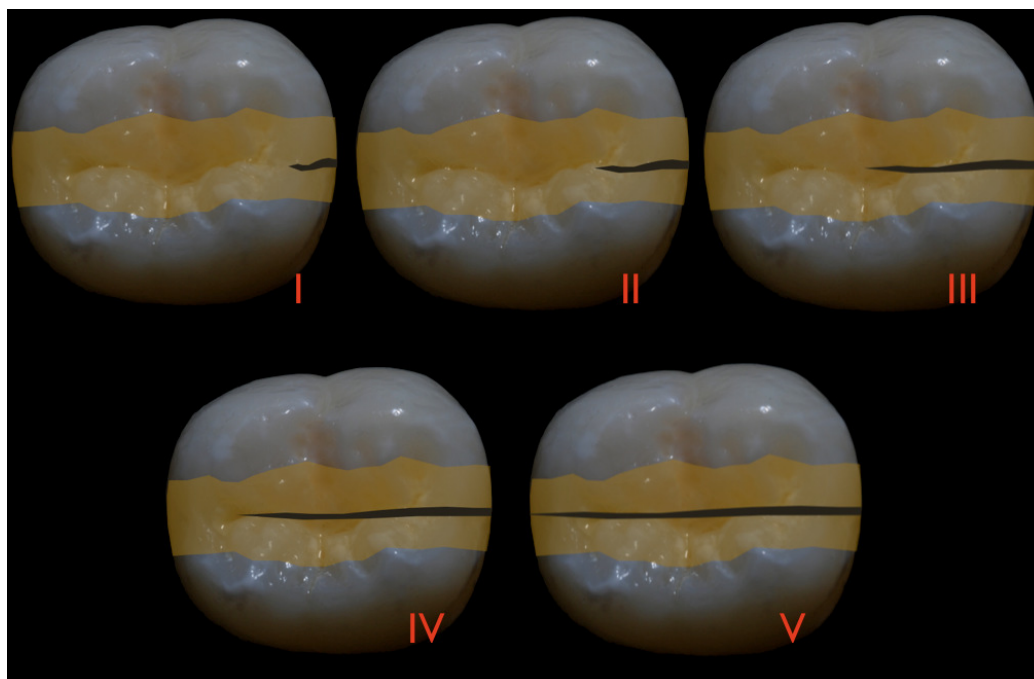


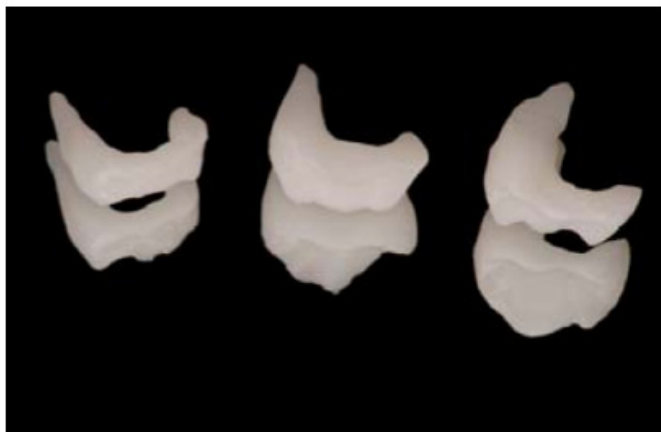
Figura 18 – Representação esquemática dos tipos de fraturas preconizados por Burke (1994).

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise quantitativa dos dados foi realizada considerando-se os dados do teste de resistência a compressão em quilonewtons (kN). Inicialmente, os dados foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilk, para verificar se a distribuição deles ocorria de forma normal. Verificada a normalidade na distribuição dos dados ($p=0,096$), as possíveis diferenças estatísticas entre os grupos estudados foram analisadas pela Análise de Variância de um critério (*One-way ANOVA*).

Realizou-se a análise estatística dos tipos de fraturas com o teste não paramétrico Kruskal-Wallis. Essa análise foi utilizada para detectar possíveis diferenças entre os grupos para o critério tipos de fraturas. Como o teste de Kruskal-Wallis não indica entre quais grupos há diferença estatística, procedeu-se ao detalhamento da análise comparando-se os grupos dois a dois com o Teste de Mann-Whitney. Todos os testes foram realizados considerando-se significativos os valores de $p \leq 0,05$, ou seja, nível de significância de 5%.

A análise foi realizada com o auxílio dos programas Microsoft Excel 2007 (Microsoft Office System 2007) e SPSS 17 (SPSS Inc., Chicago, EUA).



Resultados

5 RESULTADOS

O presente estudo é constituído por 50 valores de resistência a fratura (kN), divididos em 5 grupos, constituindo-se 10 amostras por grupo (n=10). Além disso, realizou-se uma análise visual das fraturas, que foram classificadas de acordo com sua severidade.

5.1 ANÁLISE QUANTITATIVA

Os valores médios de resistência a fratura dos dentes restaurados com inlays cerâmicas de IPS e.max press (Ivoclar Vivadent, Amherst, EUA) encontram-se nas Tabelas 1 e 2 e na Figura 19.

Tabela 1 – Valores de resistência a compressão dos grupos controle (grupo 1) e experimentais (kN).

ESPÉCIMES	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5
1	1,53	1,44	1,51	1,77	1,55
2	1,42	1,73	1,71	1,54	1,72
3	1,67	1,57	1,42	1,43	1,47
4	1,39	1,34	1,32	1,76	1,63
5	1,79	1,58	1,49	1,34	1,37
6	1,38	1,56	1,57	1,45	1,76
7	1,45	0,97	1,66	1,29	1,24
8	1,69	1,61	1,52	1,58	1,59
9	1,58	1,49	1,76	1,65	1,42
10	1,47	1,71	1,67	1,44	1,51

Tabela 2 – Estatísticas descritivas da quantidade de amostras avaliadas, médias, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e coeficiente de variação (CV) para cada grupo estudado.

Grupos	Amostras	Média (kN)	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	CV
1	10	1,537	0,141	1,38	1,79	9,17%
2	10	1,500	0,219	0,97	1,73	14,6%
3	10	1,563	0,138	1,32	1,76	8,83%
4	10	1,525	0,165	1,29	1,77	10,81%
5	10	1,526	0,159	1,24	1,76	10,42%

A Figura 19 ilustra os resultados apresentados na Tabela 2.

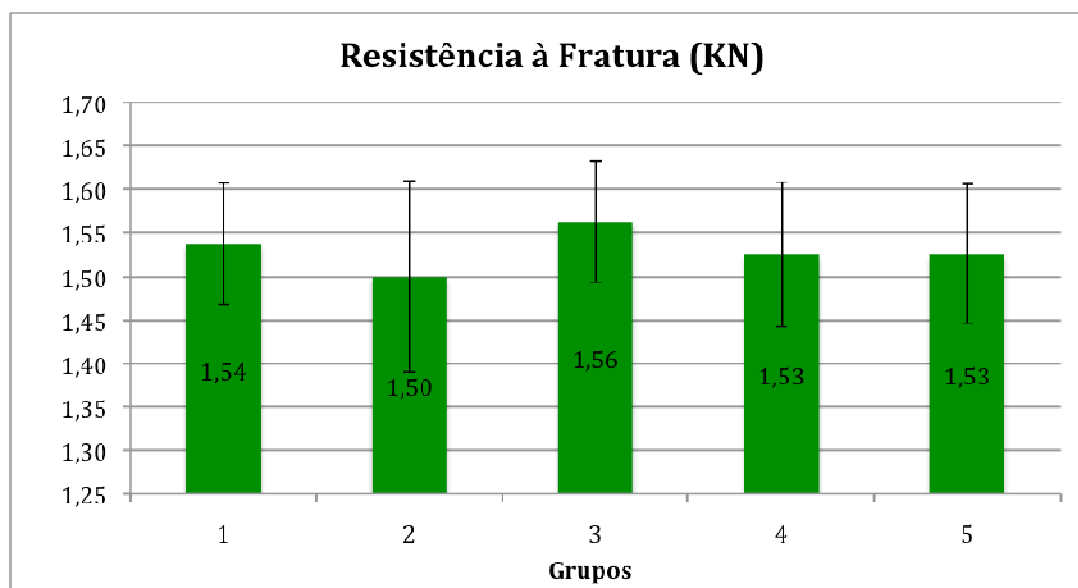


Figura 19 – Representação gráfica na forma de barras verticais das médias, em kN, e desvios padrão dos grupos avaliados neste estudo.

Na Figura 20 é possível observar, por meio do gráfico de dispersão box-plot, a variabilidade no comportamento dos 5 grupos avaliados neste estudo. As “caixas” (*box*) representam 50% dos dados observados, as linhas nas extremidades das “caixas” representam o valor estatístico mínimo e máximo, e a linha que corta as “caixas” representa a mediana de cada grupo. Portanto, pode-se afirmar que, quanto menor a “caixa”, mais concentrados os dados representativos desse grupo.

Observa-se no gráfico que todos os grupos apresentam um comportamento semelhante com relação à distribuição dos valores de resistência a fratura.

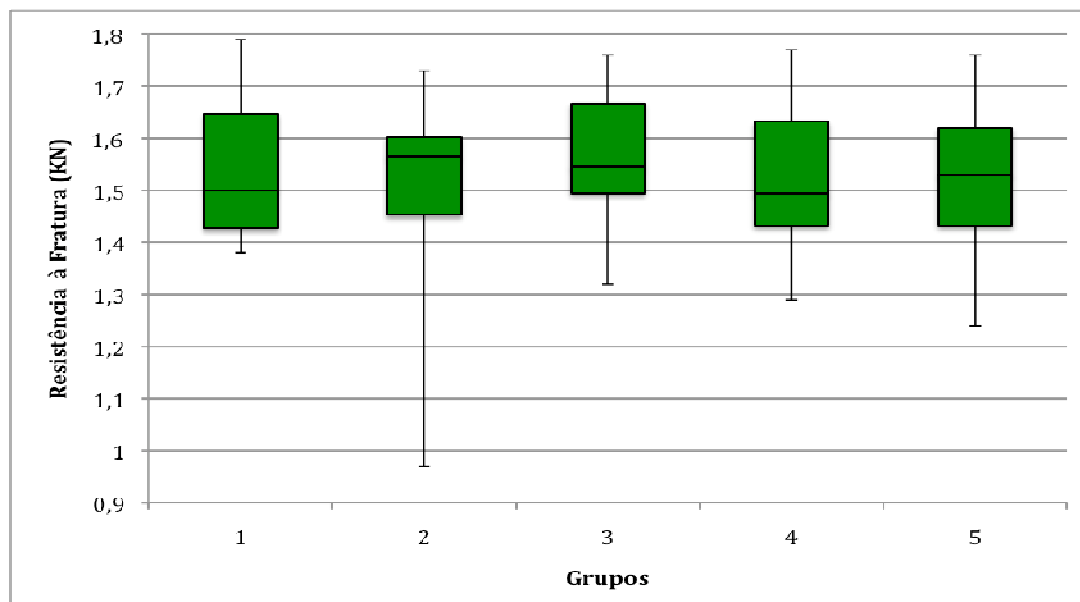


Figura 20 – Gráfico de dispersão (box-plot) mostrando a distribuição dos dados representativos dos 5 grupos testados neste estudo.

Para avaliar se existem diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com relação aos valores de resistência a fratura, aplicou-se o teste de Análise de Variância (ANOVA). Na Tabela 3 apresenta-se o resultado do teste ANOVA *one-way* para a comparação entre os 5 grupos estudados. Os resultados da análise de variância mostram que não há diferença estatística entre os grupos testados em um nível de 5% ($p=0,945$), ou seja, o teste aceitou a hipótese de igualdade entre todos os grupos estudados.

Tabela 3 – Análise de variância de um critério para as médias de resistência a compressão (em kN) dos 5 grupos pesquisados e respectivos níveis de probabilidade estatística pelo teste ANOVA (p-valor).

Variáveis avaliadas	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	p-valor
Modelo	0,021	4	0,005		
Erro	1,258	45	0,028	0,186	0,945
Total	118,355	50			

Os dados apresentados na Tabela 3 indicam não haver diferença estatística entre nenhum dos grupos testados. Por isso, não foi necessário realizar detalhamento do teste ANOVA.

5.2 ANÁLISE QUALITATIVA

Os dados para análise qualitativa foram obtidos a partir da análise visual dos espécimes após o teste de resistência a compressão. Todas as fraturas foram classificadas de acordo com sua severidade. A distribuição geral das frequências das fraturas está representada na Tabela 4. A distribuição dos tipos de fratura dentro dos 5 grupos avaliados é apresentada na Tabela 5 e na Figura 3.

Tabela 4 – Distribuição da frequência e percentuais do tipo de fratura observada neste estudo.

Tipo de fratura	Frequência	Porcentagem
Mínima	1	2%
Menos da metade	3	6%
Metade	14	28%
Mais da metade	15	30%
Severa	17	34%
TOTAL	50	100%

Tabela 5 – Distribuição da frequência do tipo de fratura observada para os 5 grupos avaliados neste estudo.

Grupos	Fraturas					TOTAL
	Mínima	Menos da metade	Metade	Mais da metade	Severa	
1	0	1	2	5	2	10
2	1	2	1	5	1	10
3	0	0	8	1	1	10
4	0	0	2	1	7	10
5	0	0	1	3	6	10
TOTAL	1	3	14	15	17	50

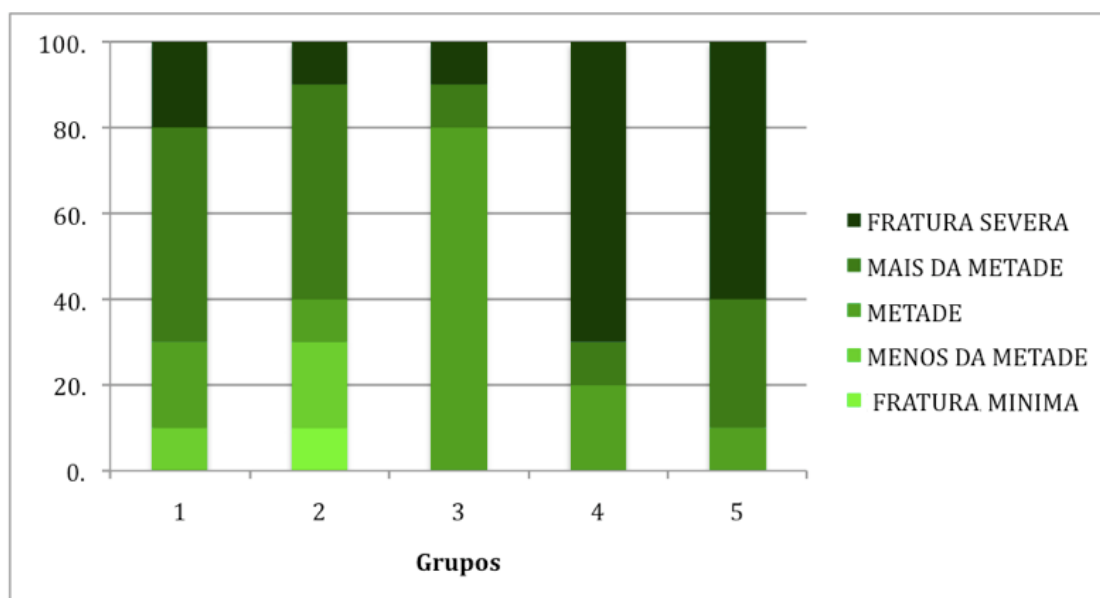


Figura 21 – Gráfico de colunas verticais ilustrando a diferença no percentual dos padrões de fratura dos 5 grupos avaliados.

A análise estatística da comparação entre os grupos para o critério tipo de fratura foi realizada pelo teste de Kruskal-Wallis. O teste estatístico indicou que há diferença estatística entre os grupos ($p=0,005$), porém não indicou onde essa diferença está localizada. Dessa forma, procedeu-se ao detalhamento estatístico dos dados comparando-se os grupos

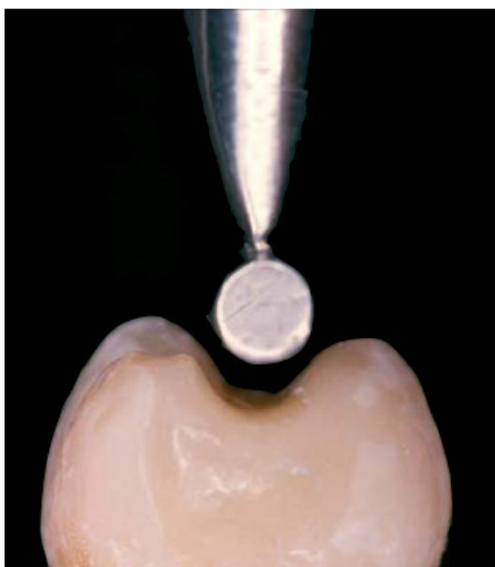
dois a dois com o teste de Mann-Whitney. Os resultados estatísticos dessa comparação são apresentados na Tabela 6. O teste de Mann-Whitney é adequado para esse tipo de análise, pois se aplica para comparação de duas amostras independentes que apresentem dados ordinais ou que não apresentem distribuição normal.

Tabela 6 – Detalhamento estatístico da comparação entre os grupos de acordo com o tipo de fratura pelo teste de Mann-Whitney (p-valor).

Grupos	1	2	3	4	5
1	---	0,394	0,109	0,069	0,068
2	0,394	---	0,629	0,017*	0,016*
3	0,109	0,629	---	0,006*	0,003*
4	0,069	0,017*	0,006*	---	0,823
5	0,068	0,016*	0,003*	0,823	---

Valor de p seguido por asterisco indica que há diferença estatística entre os grupos pelo teste de Mann-Whitney, ao nível de significância de 5%.

Observa-se na Tabela 6 que os grupos 4 e 5 diferem estatisticamente dos grupos 2 e 3. Essa diferença ocorreu devido ao aumento na quantidade de fratura do tipo severa nos grupos 4 e 5.



Discussão

6 DISCUSSÃO

Clinicamente, é comum observarem-se situações em que a remoção de uma lesão cáriosa ou restauração deficiente produz irregularidades nas paredes cavitárias. Tal situação pode gerar dúvidas ao profissional quanto à colocação de uma base de resina composta, por exemplo, para reconstrução do ângulo axiopulpar. A base de resina composta deve ser de fácil manipulação, além de ser radiopaca e resistente (CHAIN; ARCARI; LOPES, 2000). Quando se utiliza uma base, pode-se regularizar as paredes cavitárias e reforçar o remanescente dental, permitindo ao mesmo tempo maior conservação de estrutura dental sadia e uma espessura mínima ideal de porcelana (BURKE, 1999).

As inlays cerâmicas utilizadas neste estudo foram confeccionadas com pastilhas de um material termoinjetado, rico em sílica, reforçado por 70% de cristais de leucita, de alta opacidade.

Os valores de resistência do IPS e.max Press obtidos no presente estudo são claramente superiores ao IPS Empress e ao IPS Empress 2. Um dos motivos podem ser os aperfeiçoamentos na composição desses materiais (BARROS et al., 2005).

Os valores de carga mais altos foram registrados para o grupo 1 (caixa proximal de 1,5 mm), e os mais baixos, para o grupo 2 (caixa proximal de 1,0 mm). A ANOVA de dois critérios não demonstrou nenhuma diferença significativa entre os grupos, sugerindo que, independentemente da espessura da cerâmica na caixa proximal, os valores não obtiveram variação estatística, mesmo com a utilização do núcleo de preenchimento no grupo 4 e com o preenchimento de cimento resinoso na lacuna criada após a remoção no núcleo de preenchimento no grupo 5.

A reconstrução do ângulo axiopulpar é relevante, pois resulta em preparos menos invasivos. No presente estudo, a reconstrução do ângulo axiopulpar não influenciou na resistência a compressão das inlays cerâmicas. As restaurações mais espessas não têm valores mais altos de resistência a fratura. Resultados similares foram achados por Barros et al. (2005). Entretanto, naquele trabalho, restaurações com espessura oclusal de 2 mm cimentadas sobre esmalte apresentaram diferença estatística significativa em relação aos demais grupos. Como os valores desta pesquisa referem-se a restaurações inlays MOD com espessuras variáveis na região proximal, futura investigação deveria realizar comparação entre essas duas pesquisas.

O alto módulo de elasticidade da cerâmica pode ter sido responsável pelo achado deste estudo, de a cerâmica fraturar antes do dente. Clinicamente, isso significa um fator de proteção a fraturas dentais, conforme Soares et al. (2004). Entretanto, essa propriedade também é responsável pelos severos padrões de fratura.

Fatores como o módulo de elasticidade da resina composta e do cimento resinoso, como o utilizado nos grupos 4 e 5, podem ser responsáveis por diferenças entre os grupos deste trabalho, apesar de eles não influenciarem significativamente a resistência a fratura das inlays cerâmicas. Como tais fatores não foram objeto de análise desta pesquisa, futuras pesquisas sobre a influência deles são sugeridas.

A cimentação adesiva de restaurações cerâmicas diretamente à estrutura dental permite que as cargas incididas sobre a restauração sejam dissipadas e transferidas ao dente. Dente e restauração se comportam como uma só estrutura, aumentando a resistência a fratura de ambos. Uma vez cimentadas adesivamente, essas cerâmicas são muito resistentes, mesmo em espessuras menores que 2 mm.

A eficácia do cimento no que diz respeito a sua força de união, tanto à dentina como à porcelana, certamente contribuiu para os elevados valores de resistência de união a compressão, além da resistência a compressão inerente ao material cerâmico. Os valores da presente pesquisa também foram similares aos dos trabalhos de Burke e Qualtrough (1994) e de Burke (1999).

Outro aspecto interessante a ser considerado é o tipo de ponta aplicadora da carga de compressão. Conforme a literatura revisada neste trabalho, a barra e a esfera são os acessórios mais empregados para tal finalidade. Burke (1999) sugeriu que os resultados com barra e esfera devem ser considerados em conjunto, para que se tenha uma ideia mais fiel da resistência a fratura do dente restaurado. Além disso, observou-se que foi difícil posicionar a esfera de aço na superfície oclusal e mantê-la estável. Entretanto, no trabalho acima citado, empregaram-se *inlays* de resina composta; logo, a comparação deve ser feita com cuidado.

Os resultados de resistência a compressão registrados neste estudo, *in vitro*, vêm confirmar as expectativas quanto às propriedades físicas do material (BARROS et al., 2005; CHAIN; ARCARI; LOPES et al., 2000; NEIVA et al., 1998; PALLIS et al., 2004). Os resultados deste estudo demonstraram que os valores das forças médias, em quilonewton (kN), dos espécimes foram: grupo 1 – 1,648; grupo 2 – 1,47; grupo 3 – 1,563; grupo 4 – 1,525; e grupo 5 – 1,526. Os maiores valores de carga de compressão foram para o grupo 1 (1,5 mm), e os mais baixos, para o grupo 2 (1,0 mm). Apesar de os grupos terem valores

diferentes, a análise estatística através da análise de variância não demonstrou nenhuma diferença significativa entre os grupos, mesmo com a utilização do núcleo de preenchimento no grupo 4 e com o preenchimento de cimento resinoso no espaço criado após a remoção no núcleo de preenchimento no grupo 5.

A presente metodologia foi semelhante à utilizada por Burke (1999) e Burke e Qualtrough (1994). Em nosso trabalho, preocupamo-nos com o assentamento adequado da ponta aplicadora. Como esse passo é muitas vezes complicado, a inclusão do dente na resina acrílica foi feita observando-se o paralelismo da face oclusal em relação à base, tomando cuidado para que a crista marginal mesial ficasse na mesma altura da distal. Por isso, utilizou-se um delineador.

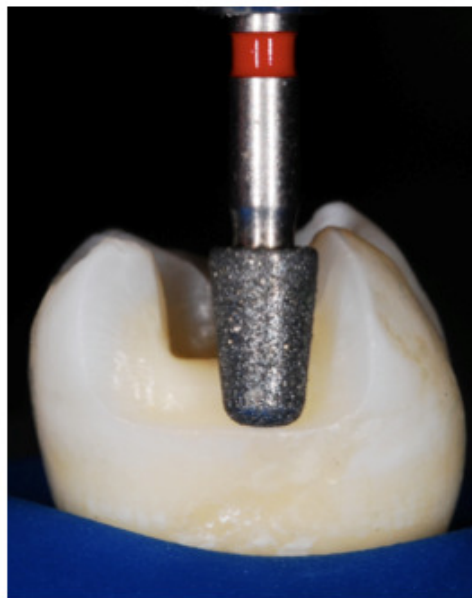
Os registros das fraturas, demonstrados pela máquina de teste (Instron Universal Test 444, Instron Corp., Cantos, USA), foram analisados pela fratura visual ou por som audível de fratura, associado a uma queda no gráfico de força *versus* tempo, quando surgia uma trinca ou falha. Os tipos de fratura mais frequentemente observados foram do tipo 1, 2 e 5, segundo a classificação de Burke (1999). Principalmente para os grupos 4 e 5, apesar de o desenho do preparo ser semelhante aos demais grupos (MOD convencional) e de o módulo de elasticidade da resina composta e do cimento (10-15 GPa) ser similar ao da dentina (15 GPa), o tipo de fratura foi mais severo do que o dos grupos 1, 2 e 3, possivelmente devido a fatores como menor área para adesão à dentina e para adesão da resina composta ao cimento resinoso.

Pallis et al. (2004) afirmaram que a ocorrência de falhas depende da situação de estresse local sofrido pela inlay cerâmica. Constatou-se que as fendas começam na superfície oclusal interna, perto do ângulo axiopulpar, e são invisíveis a partir da superfície externa. As fendas tiveram início na superfície interna quando 60% da carga necessária para provocar fratura completa era atingida. Ressalta-se que as inlays falham em condições aquém das ideais, como na presença de contatos oclusais prematuros, muito embora, na situação clínica, possam ser usados cimentos resinosos ou núcleo de preenchimento de resina composta com baixo módulo de elasticidade, resultando em aumento da deformação local quando a carga é aplicada, gerando deflexão e distribuição heterogênea de forças ao longo da restauração cerâmica, o que pode levar à fratura.

Burke (1999) considera os testes de resistência a compressão bastante úteis, pois podem prever o comportamento de materiais e técnicas. Além disso, esse tipo de teste produz, na maioria das vezes, trincas sem deslocamento da restauração, ou ainda fraturas de porção da restauração, de forma semelhante ao que ocorre *in vivo*. Entretanto, ainda

segundo o mesmo autor, extrapolações devem ser feitas com cuidado.

Assim, os resultados de resistência a compressão de inlays cerâmicas confeccionadas com IPS e.max Press registrados neste estudo vêm confirmar as expectativas quanto às propriedades físicas do material. Por fim, é importante realizar estudos *in vivo* para confirmar os resultados apresentados nesta pesquisa, *in vitro*.

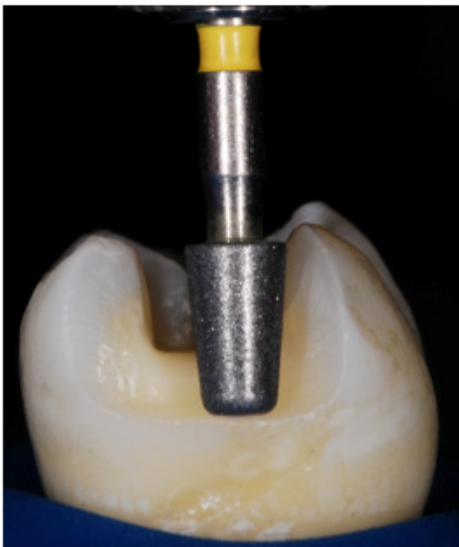


Conclusões

7 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos neste estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

- a) a reconstrução das paredes axial e pulpar e a reconstrução do ângulo axiopulpar com resina composta não influenciam a resistência a compressão e;
- b) quanto maior o desgaste proporcionado ao remanescente dental, mais severas são as fraturas.



Referências

REFERÊNCIAS²

ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M. V. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. **J. Dent.**, n. 31, p. 181-188, 2003.

ATTIA, A.; KERN, M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 91, n. 3, p. 247-252, Mar. 2004a.

ATTIA, A.; KERN, M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 92, n. 6, p. 551-556, Dec. 2004b.

BANKS, R. G. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 63, n. 6, p. 619-626, 1990.

BARROS, B. A. C. et al. Influência do tipo de substrato dental e da espessura oclusal de coroas totais de cerâmica na sua resistência à compressão: um estudo in vitro. **Clínica Int. J. Bras. Dent.**, São José, v. 1, n. 1, p. 58-65, jan./mar. 2005.

BURKE, F. J. T. Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. **J. Dent.**, Guildford, v. 27, n. 3, p. 169-173, 1999.

BURKE, F. J. T.; QUALTROUGH, A. J. E. Aesthetic inlays: composite or cerâmica? **Br. Dent. J.**, v. 22, p. 53-60, 1994.

CATTELL, M. J. et al. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. **J. Dent.**, v. 27, n. 3, p. 183-196, 1999.

CHAI, J. et al. Probability of fracture of all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Chicago, v. 13, n. 5, p. 420-424, 2000.

CHAIN, M. C.; ARCARI, G. M.; LOPES, G. C. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal: as novas alternativas possibilitadas pelas novas porcelanas. **RGO**, Porto Alegre, v. 48, n. 2, p. 67-70, abr./jun. 2000.

CLAUSEN, J. O. et al. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. **Dent. Mater.**, v. 26, n. 6, p. 533-538, 2010.

CONCEIÇÃO, E. N. **Dentística**: saúde e estética. Porto Alegre: Artmed, 2000.

² Baseadas na NBR 6023:2008 da ABNT.

CASSON, A. M.; JONES, J. C. G.; YOUNGSON, D. J. W. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. **J. Dent.**, Hamilton, v. 29, p. 539-544, 2001.

DENRY, I. L.; HOLLOWAY, J. A. Elastic constants, vickers hardness, and fracture toughness of flourrichterite-based glass-ceramics. **Dent. Mater.**, v. 20, n. 3, p. 213-219, 2004.

GARONE NETTO, N.; BURGER, R. C. **Inlay e onlay metálica e estética**. São Paulo: Santos, 2002. 277 p.

HASELTON, D. R.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; DUNNE, J. T. Shear bond strengths of 2 intraoral repair systems to porcelain or metal substrates. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 86, n. 5, p. 526-531, Nov. 2001.

HASELTON, D. R. et al. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 83, n. 4, p. 396-401, 2000.

HEINTZE, S. D. et al. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. **Dent Mater.**, n. 5, p. 434-442, 2010.

KOMINE, F. et al. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 92, n. 4, p. 359-364, Oct. 2004.

MILOSEVIC, A.; JONES, C. Use of resin-bonded ceramic crowns in a bulimic patient with severe tooth erosion. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 2, p. 123-127, 1996.

MOURA, W. P. et al. Fracture resistance of experimental ceramic abutments: study in vitro **ImplantNews**, v. 4, n. 1, p. 65-69, jan./fev. 2007.

NEIVA, G. et al. Resistance to fracture of three All-Ceramic systems. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 10, n. 2, p. 60-66, 1998.

OH, W.; ANUSAVICE, K. J. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 87, n. 5, p. 536-542, 2002.

PALLIS, K. et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 91, n. 6, p. 561-569, June 2004.

PEGORARO, L. F. et al. **Prótese fixa**. São Paulo: Artes Médicas, 2001.

POTIKET, N. et al. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 92, n. 5, p. 491-495, 2004.

QUALTROUGH, A. J. E.; WILSON, N. H. F.; SMITH, G. A. The porcelain inlay: a historical view. **Oper. Dent.**, v. 15, n. 2, p. 61-70, Mar./Apr. 1990.

QUALTROUGH, A. J.; PIDDOCK, V. Dental ceramics: what's new? **Rest. Dent.**, v. 29, p. 25-33, Jan./Feb. 2002.

SNYDER, M. D.; HOGG, K. D. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, Michigan, v. 6, n. 4, p. 1-6, Nov. 2005.

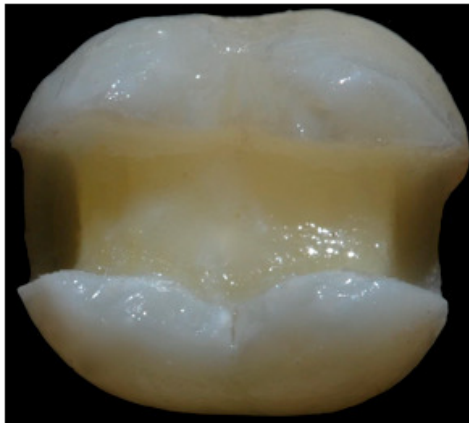
SOBRINHO, L. C.; KNOWLES, J. C. Effect of convergence angle and luting agent on the fracture strength of In Ceram crowns. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, Piracicaba, v. 10, p. 493-496, 1999.

WAGNER, W. C.; CHU, T. M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 76, n. 2, p. 140-144, 1996.

WEBBER, B.; McDONALD, A.; KNOWLES, J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 89, n. 2, p. 154-160, Feb. 2003.

YATANI, H. et al. Etched-Porcelain resin-bonded onlay technique for posterior teeth. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 10, n. 6, p. 325-332, 1998.

YOSHINARI, M.; DÉRAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 7, n. 4, p. 329-338, Jul./Aug. 1994.



Anexos

ANEXO A

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO – DENTÍSTICA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nome do participante: _____ Idade: _____

As informações contidas neste documento foram fornecidas pelo mestrando Cássio dos Santos Neto, sob a orientação do Prof. Dr. Gilberto Müller Arcari, com o objetivo de firmar acordo por escrito mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza a sua participação, com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos que esta pesquisa compreenderá, tendo a possibilidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1) Título da Pesquisa

“INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DA PAREDE GENGIVAL SOBRE A RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO E TIPO DE FRATURA DE INLAYS CERÂMICOS EM MOLARES HUMANOS” - UM ESTUDO *IN VITRO*

2) Objetivos

O objetivo deste estudo é avaliar a influência da reconstrução do ângulo axiopulpar na resistência a compressão de molares restaurados indiretamente (restauração é feita no laboratório e depois cimentada no dente do paciente).

3) Justificativa

Os maiores desafios da odontologia restauradora é conseguir restaurar um dente devolvendo a capacidade do mesmo de resistir às forças oclusais (forças mastigatórias) sem que haja problemas de fratura e até mesmo, levar a perda do dente. Este estudo determinará qual o preparo cavitário que viabilizará maior resistência a compressão e que tipo de fratura mais ocorre.

4) Procedimentos da pesquisa

Esta pesquisa será desenvolvida com a doação de cinquenta molares hígidos extraídos por motivos ortodônticos e/ou cirúrgicos, que imediatamente serão armazenados em água à temperatura ambiente e posteriormente usados na fase laboratorial da pesquisa.

5) Risco

Não há risco, uma vez que os dentes doados serão utilizados em pesquisas laboratoriais.

6) Benefícios do estudo

- Verificar o desenho de preparo dental ideal para restaurações de porcelana em dentes posteriores, visando conservação de estrutura dental.

7) Informações

Os voluntários terão a garantia de que receberão resposta à qualquer pergunta ou esclarecimentos de qualquer dúvida a cerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Será garantido ao voluntário, o sigilo e privacidade em relação aos dados confidenciais da pesquisa.

8) Telefone para contato com o pesquisador

Cássio dos Santos Neto. Tel.: (48) 8403-9194

9) Retirada do consentimento

O voluntário tem total liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar da pesquisa.

10) Aspecto legal

Este manual foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas que regulamentam as pesquisas envolvendo seres humanos, atendendo às Resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde – Brasília – DF.

11) Consentimento pós-informação

Eu, _____, RG, _____ certifico que tendo lido as informações acima, e suficientemente esclarecido pelo mestrando Cássio dos Santos Neto e pelo Prof. Dr. Gilberto Muller Arcari, estou plenamente de acordo com a realização deste estudo, autorizando assim, minha participação.

Florianópolis, ___ de _____ de ____.

Assinatura do paciente

1ª via: Instituição/ 2ª via: Voluntário

ANEXO B

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
Pro-Reitoria de Pesquisa e Extensão
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

CERTIFICADO Nº 894

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão da Universidade Federal de Santa Catarina, instituído pela PORTARIA N.º584/GR/99 de 04 de novembro de 1999, com base nas normas para a constituição e funcionamento do CEPSH, considerando o contido no Regimento Interno do CEPSH, **CERTIFICA** que os procedimentos que envolvem seres humanos no projeto de pesquisa abaixo especificado estão de acordo com os princípios éticos estabelecidos pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

APROVADO

PROCESSO: 894 **FR:** 356106

TÍTULO: INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DA PAREDE GENGIVAL SOBRE A RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO E TIPO DE FRATURA DE INLAYS CERÂMICOS EM MOLARES HUMANOS - UM ESTUDO IN VITRO -

AUTOR: Gilberto Muller Arcari, Luiz Narciso Baratieri, Cássio Dos Santos Neto

FLORIANÓPOLIS, 26 de Julho de 2010 .

Coordenador do CEPSH/UFSC