AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE LAMINADOS CERÂMICOS EM PRÉ-MOLARES SUPERIORES SEM COBERTURA DE CÚSPIDE

EVALUATION OF MECHANICAL BEHAVIOR OF CERAMIC LAMINATES IN PREMOLARS WITHOUT COVERAGE OF CUSP

PAULO RODRIGO ALBINO **LUCCHESE**[1], JOÃO RODOLFO GOMES **JAKYMIU**[2*], CARLOS MARCELO **ARCHANGELO**[3], CLEVERSON DE OLIVEIRA E **SILVA**[4], SERGIO **SÁBIO**[5], GIOVANI DE OLIVEIRA **CORRÊA**[6]

1. Mestre em Prótese Dentária pela Faculdade Ingá-PR; **2.** Mestrando em Prótese Dentária pela Faculdade Ingá-PR; **3.** Docente do curso Técnico em Prótese Dentária do IFPR; **4.** Docente do curso de Odontologia da UEM e do mestrado em Prótese Dentária da Faculdade Ingá-PR; **5.** Docente do curso de Odontologia da UEM; **6.** Docente do curso de Odontologia da UEL e do mestrado em Prótese Dentária Faculdade Ingá-PR

* Avenida Belém, 2399, apartamento 204, Bairro Pioneiro, Pinhalzinho,Santa Catarina, Brasil. CEP: 898700-000. joaojakymiu.ufsc@gmail.com

Recebido em 26/04/2014. **Aceito** para publicação em 29/04/2014

RESUMO

Os laminados cerâmicos têm sido largamente recomendados como uma opção de tratamento conservador e biomimético, considerando que a remoção de estrutura dentária é significativamente menor quando comparada aos preparos para coroas convencionais. Atualmente, a utilização dos laminados cerâmicos na região entre caninos já é consagrada pela literatura, porém poucas pesquisas oferecem informações clínicas relevantes para a utilização dessas restaurações adesivas em dentes pré-molares. Foram selecionados 12 dentes pré-molares superiores íntegros que foram divididos em 2 grupos de cerâmicas : Grupo A1 – 3 cerâmica reforçada por fluorapatita e leucita (IPS d.sign), Grupo A2 – 3 cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max Press), submetidos aos testes de fadiga mastigatória e juntamente com outros dois subgrupos (sem teste de fadiga): Grupo B1 – 3 laminados de cerâmica reforçada por fluorapatita e leucita (IPS D. Sign), Grupo B2 – 3 laminados de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) foram então levados para o teste de resistência à compressão (Kratos, Equipamentos Industriais Ltda.) e comparados quanto a quantidade de carga necessária para a ocorrência da fratura. Não existiram diferenças significativas entre as forças aplicadas aos tipos de cerâmicas IPS d.sign sem teste e com teste e e.max sem teste e com teste. Não existiram diferenças significativas entre as forças aplicadas aos tipos de cerâmicas IPS d.sign sem teste e com teste e e.max sem teste e com teste. As médias de cada grupo para a ocorrência da fratura foram as seguintes: A1 355,55 (193,68-585,45), B1 308,92 (196,14-503,09), A2 401,43 (301,07-555,07), B2 396,03(151,52-572,23). Como conclusão é possível dizer que a resistência mecânica entre os diferentes tipos de cerâmicas apresentou médias similares.

PALAVRAS-CHAVE: Laminados cerâmicos, cerâmica dentária, teste de fadiga, teste de compressão.

ABSTRACT

The ceramic laminates have been widely recommended as a treatment option and biomimetic conservative, considering that the removal of tooth structure is significantly lower when compared to conventional crown preparations. Currently, the use of ceramic laminates in the region among canines is already established in literature, but few studies provide information relevant to the clinical use of these adhesive restorations in premolars. There were selected 12 healthy upper first premolars teeth that were divided into 2 groups of ceramics: Group A1 – 3 ceramic reinforced by fluorapatite and leucite (IPS d. sign), Group A2 – 3 ceramic reinforced by lithium dissilicate (IPS and max Press), submitted to tests of masticatory fatigue along two other subgroups (without fatigue tests): Group B1 - 3 ceramic laminates and leucite reinforced by fluorapatite (IPS D. Sign), Group B2 – 3 lithium dissilicate laminates (IPS e.max Press) then they were taken to compression resistance test (Kratos, Equipamentos Industriais Ltda.) and compared to the amount of required load for the occurrence of fracture There were no significant differences between the forces applied to the typesof ceramics without d.sign IPS test and test and test and e.max without testing. Theaverages of each group for the occurrence of fracture were as follows: A1 355.55(193.68 to 585.45), B1 308.92 (196.14 to 503.09), A2 401.43 (301.07 -555.07), B2396.03 (151.52 to 572.23).In conclusion we can say that, the mechanical strength of the different types of ceramics showed similar means.

KEYWORDS: Ceramic Laminates, dental ceramics, fatigue test, compression test.

1. INTRODUÇÃO

Na odontologia moderna, o conceito de estética está em plena evidência. O sorriso constitui-se um dos principais componentes do conceito de beleza atual, ligado ao relacionamento social, perspectivas profissionais e valorização da autoestima.

Por isso, a busca incessante à perfeição de um sorriso tornou-se plenamente relevante em um mundo moderno que cultua a estética. Por muitos anos, as correções estéticas vinham sendo feitas através de técnicas altamente invasivas, muitas vezes levando um dente hígido a um tratamento endodôntico e à colocação de núcleos metálicos e coroas totais, na maioria das vezes com uma estrutura metálica envolvida, prejudicando muito o ganho estético do sorriso[1].

Através do avanço das cerâmicas e sistemas adesivos, tratamentos alternativos surgiram para se evitar o desgaste excessivo dos tecidos dentários. As restaurações adesivas têm sido largamente recomendadas como uma opção de tratamento conservador e biomimético, considerando que a remoção de estrutura dentária é significativamente menor quando comparada aos preparos para coroas convencionais. Os laminados em porcelana surgiram com uma aplicabilidade muito grande, principalmente em casos de escurecimento dentário por endodontia ou uso de tetraciclina durante o processo de formação dental, correção de formas e alinhamentos dentários. Tem como principais vantagens a constância de cor, lisura superficial, brilho e longe vida de consideravelmente maior em relação às resinas compostas[1,8,24].

Estudos longitudinais, que variam de um mês a quinze anos, têm mostrado excelentes resultados, incluindo uma baixa prevalência de laminação, microfraturas, fraturas e cáries. Infelizmente, existem poucos estudos examinando o desenho do preparo de facetas na literatura. Resistência à fratura de dentes naturais restaurados com facetas em diferentes tipos de preparo seguindo pela fadiga ainda estão em fase inicial de pesquisa, tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Outros fatores adicionais que também poderiam ser considerados quanto à resistência final, seriam a carga mastigatória e mudanças térmicas[16].

A utilização dos laminados data da década de 30, onde Charles Pincus utilizou facetas provisórias acrílicas em atores nos filmes cinematográficos da época. No entanto, somente na década de 70, foi utilizada a cerâmica pela primeira vez na restauração de dentes anteriores, caso realizado por Rochete. Desde então, a evolução das cerâmicas e sistemas adesivos, somados ao constante aperfeiçoamento das técnicas de laminados em porcelana, difundiu plenamente esse tipo de tratamento no mundo atual, oferecendo um procedimento conservador e estético em dentes anteriores[15].

A literatura apresenta poucos estudos em relação à utilização de laminados cerâmicos em dentes pré-molares. Na odontologia moderna, procedimentos minimamente invasivos para a conservação da estrutura dental são uma tendência. A evolução dos sistemas adesivos e a melhora significativa das cerâmicas quanto a sua resistência e estética nos permitem almejar a aplicação dos laminados cerâmicos em regiões de pré-molares. Cabe logicamente aos pesquisadores estabelecerem a melhor forma dessa aplicação, pois o aspecto funcional dos dentes pré-molares apresenta peculiaridades em relação aos demais dentes anteriores.

2. MATERIAL E MÉTODOS

Após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Ingá – Uningá (CAEE – 0224.0.362.000-09) foi realizado um estudo com a finalidade de avaliar a resistência à fadiga e compressão do laminado cerâmico sem redução de cúspide em primeiro pré-molar superior humano. Foram selecionados 12 dentes humanos, sendo todos primeiros pré-molares superiores íntegros, sem a presença de cáries, restaurações e com medida mésio-distal e vestíbulo-lingual entre 10 e 12 mm. Os dentes foram divididos em 4 grupos (QUADRO 1), sendo o Grupo A1 – laminados de cerâmica reforçada por fluorapatita e leucita (IPS D. Sign) (n=3), Grupo B1 – laminados de dissilicato de lítio (IPS e.max Press), os quais foram submetidos inicialmente ao teste de fadiga em simulador mastigatório. Na ausência de qualquer tipo de falha dos espécimes, estes foram então levados juntamente com outros dois grupos controle (sem teste de fadiga): Grupo A2 – laminados de cerâmica reforçada por fluorapatita e leucita (IPS D. Sign) (n=3), Grupo B2 – laminados de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) (n=3) para o teste de resistência à compressão e comparados quanto a quantidade de carga necessária para a ocorrência da fratura.

Quadro 1. Distribuição das amostras

GRUPOS	TESTE	n
A1 (IPS d.sign)	Fadiga/compressão	3
B1 (IPS e.max Press)	Fadiga/compressão	3
A2 (IPS d.sign)	Compressão	3
B2 (IPS e.max Press)	Compressão	3

Todos os espécimes tiveram a superfície radicular raspada com cureta MacCall 13/14, limpos com jato de bicarbonato de sódio (Gnatus Brasil) e lavados com spray de água para que a superfície ficasse livre de qualquer resíduo. Em todas as etapas os dentes ficaram armazenados em solução de timol 0,1% em temperatura ambiente. Os dentes foram então preparados seguindo a técnica da Silhueta com pontas diamantadas (KG Sorensen) com diâmetros padronizados, acopladas a uma caneta de alta-rotação extra torque (Kavo-Joinville-SC). Para cada cinco preparos foi utilizada uma nova ponta

diamantada. Todos os preparos foram realizados pelo mesmo operador, com objetivo de executar preparos bem padronizados. Inicialmente, foi realizado o preparo cervical com a ponta diamantada 1014, com redução de 0,6 mm. Em seguida, foi utilizada a ponta diamantada 4142 para confecção dos sulcos de orientação na face vestibular do dente, com redução de 0,6 mm. Por fim, com a ponta diamantada 4138, foi realizado todo o preparo de mesial até distal, unindo-se os sulcos de orientação com uma profundidade de 0,6 mm em toda sua extensão (Figura 1). O acabamento do preparo foi efetuado com a ponta diamantada 4138F em baixa rotação.

Figura 1. Preparo total da face vestibular com broca 4138 (redução de 0,6 mm).

Para a moldagem, os dentes foram colocados em um dispositivo plástico provisório (anel PVC bucha de redução soldável Tigre S.A. Brasil com diâmetro de 32 mm) (Figura 2). Foi utilizado silicona por adição ELITE HD (Zhermack) na técnica de dupla mistura, utilizando-se o material pesado (putty) e o leve (light body). Para o vazamento do modelo, esperou-se 2 horas para recuperação elástica do material. O gesso ELITE ROCK (Zhermack) foi utilizado para a reprodução dos troqueis.

Figura 2. Inserção do dente no anel com o material pesado.

O enceramento (Figura 3) foi realizado no laboratório de prótese Artes Dentárias Bergamini, Rolândia-PR, e no mesmo foi utilizado o paquímetro analógico para aferição da espessura do laminado (Figura 4) que deve ser de 0,5 mm em toda a sua extensão. Para confecção das restaurações cerâmicas foi realizada a técnica da cera perdida. As facetas foram confeccionadas conforme as recomendações do fabricante quanto à aplicação e sinterização.

O tratamento prévio da cerâmica foi realizado com jateamento de óxido de alumínio (Bego, Easy Blast, Bremem, Alemanha, granulação de 50 µm, pressão 41 de 2 Bar) condicionamento com ácido fluorídrico 10% por 20 segundos nos laminados confeccionados com a cerâmica IPS d.sign e 60 segundos na IPS e.max, lavagem com água abundante por 60 segundos e secagem com jato de ar comprimido da seringa tríplice. Observando-se a opacidade conseguida, realizou-se a silanização (silano Angelus) do laminado por 1 minuto, aguardando-se a evaporação do material e quando necessário, removendo-se os excessos do silano também com jato de ar.

Figura 3. Foto do enceramento.

Figura 4. Aferição da espessura.

A aplicação do agente adesivo Sistema Adesivo Excite (VIVADENT) foi realizada com micro pincel e fotoativado por 40 segundos (Fotopolimerizador RADII-CAL – SDI – LED, 1200 mw/cm²). Os preparos dentários foram previamente condicionados com ácido fosfórico 37% por 15 segundos em dentina e 30 segundos em esmalte. Foi feita então a aplicação do agente adesivo

Excite Vivadent e fotoativado por 40 segundos.

Foi utilizado um cimento de polimerização dual (base/catalisador) (Variolink II – Ivoclair Vivadent). Os laminados foram posicionados e mantidos com pressão manual do operador. Esperou-se a polimerização inicial do cimento, removendo-se então os excessos com lâmina de bisturi e protegendo as margens com um gel inibidor de oxigênio (Liquid Strip; Ivoclair Vivodent) antes da fotoativação. Os laminados cerâmicos foram então fotoativados por 60 segundos em cada face (aspectos bucal, proximal e oclusal) com uma intensidade mínima de luz de 1200 mw/cm² (fotopolimerizador RADii-CAL – SDI – LED). A distância da ponta fotoativadora foi em média de 5 mm durante o procedimento. O acabamento final foi efetuado com discos Soft-Lex (Figura 5).

Figura 5. Laminado cimentado com acabamento e polimento realizados.

Foi utilizado bastão de guta percha plastificado para auxiliar no posicionamento do espécime na matriz. Depois de conseguida a angulação (correspondente a 90° em relação ao plano oclusal) e centralização desejada, a resina era então vertida no aparato, esperando-se até sua polimerização final. Na sequência, os espécimes dos grupos A1 e B1 eram adaptados à máquina de ensaio à fadiga (MSFM – ELQUIP, Equipments for Dental Research, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 6). As amostras foram então submetidas a testes laboratoriais para análise da resistência do laminado quando submetido ao ensaio à fadiga por mastigação, utilizando uma carga de 50 N e frequência de 1,6 Hz (Stappert *et al.*, 2008[23]), e uma ponta esférica metálica contactando com as vertentes vestibular e palatina simultaneamente ajustadas com carbono e ponta diamantada esférica (1016) em baixa rotação.

As amostras foram então posicionadas no equipamento eletromecânico de ensaios de fadiga, sendo seis de cada vez, para realização dos ciclos de fadiga (1.200.000 ciclos como stop, que equivale clinicamente a cinco anos de vida útil da peça)[14].

Uma ponta em forma de lápis foi utilizada e ajustada exatamente na interface cerâmica/dente na face oclusal, obedecendo ao sentido corono-apical. A carga foi realizada até a ocorrência da falha (Figura 8) da amostra em uma velocidade controlada de 0,5 mm/min.

Figura 6. Ilustração frontal do equipamento eletromecânico de ensaios de fadiga por mastigação.(MSFM – ELQUIP, Equipments for Dental Research, São Carlos, SP, Brasil).

Após o término da ciclagem e não havendo nenhuma falha, os espécimes foram então levados juntamente com mais dois subgrupos de cerâmicas do grupo controle para serem submetidos ao teste de resistência à compressão em uma máquina de ensaio universal (Figura 7).

Figura 7. Teste de resistência.

Figura 8. Aspecto do espécime após à compressão na máquina de ocorrência da falha ensaio universal Kratos (Ângelus).

3. RESULTADOS

Considerando os diferentes grupos experimentais e a natureza das variáveis, aplicaram-se os Testes de Análise de Variância a um nível de significância de 10% sobre as forças aplicadas nas facetas de cada tipo de cerâmica.

Tabela 1. Estatística descritiva dos resultados

Variável	Mediana	Média	D. padrão	Soma	Mínimo	Máximo	Numero
A1DS	227,52	335,65	217,00	1008,65	193,80	585,15	3
B1DSV	227,52	308,80	108,80	926,70	166,14	503,09	3
A2FM	348,14	401,43	135,12	1204,28	301,07	555,07	3
B2FMV	484,35	386,03	218,52	1158,10	151,52	575,23	3

As medidas de força são dadas em N/cm.

Não existiram diferenças significativas entre as médias ($p<0,1$) das forças aplicadas aos tipos de cerâmicas A1 (IPS d.sign com teste de fadiga + compressão) e B1 (somente compressão) e A2 (IPS e.max com teste de fadiga + compressão) e B2 (somente compressão) (TABELA 1).

Os valores observados referentes às forças aplicadas nas facetas de cada tipo de cerâmica correspondem ao valor médio do grupo em relação à força necessária para que ocorra a falha do espécime.

Os valores maiores representam maior carga necessária para a falha do espécime, ou seja, onde se apresentou o melhor comportamento mecânico dos laminados cerâmicos.

A Análise de Variância (Tabela 1) com significância de 10% não demonstrou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, porém pequenas diferenças numéricas foram visualizadas entre as médias.

4. DISCUSSÃO

O desenvolvimento da técnica adesiva revolucionou a filosofia restauradora, possibilitando a realização de restaurações funcionais e estéticas, menos onerosas e mais conservadoras. O desenvolvimento da técnica adesiva nos substratos esmalte e dentina, alterou o conceito de preparo cavitário para os dentes. Com o avanço dos sistemas adesivos, o advento da técnica de condicionamento ácido total e a hibridização dentinária, onde a dentina passou a ser utilizada como substrato adesivo, houve um aumento significativo nas forças retentivas e facilidade para obtenção de resultados mais estéticos[13].

Resistência à fratura de dentes naturais restaurados com facetas em diferentes tipos de preparo seguindo pela fadiga ainda estão em fase inicial de pesquisa, tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Outros fatores adicionais que também poderiam ser considerados quanto à resistência final, seriam a carga mastigatória e mudanças térmicas[16].

Archangelo (2008)[2] afirmou que os laminados cerâmicos juntamente com a camada de cimento resinoso apresentam um comportamento mecânico favorável em casos de restaurações de pré-molares com um carregamento base de 150N. Neste estudo o carregamento utilizado foi de 50N, abaixo do que indicado por Archangelo, que afirmou não haver uma diferença significativa no aumento das tensões principal e de cisalhamento devido ao tipo de redução da cúspide, de acordo com Stappert *et al*. (2005)[19]. Dutra *et al.* (2008)[9] afirmaram que para que ocorra a resistência à fratura é necessário uma força adequada, sendo esta indicada entre 44,8 N e 67,2N[2,9,19]. Em sua revisão sobre a fadiga de materiais restauradores, Baran *et al*. (2001)[3] relata que o modo de aplicação do stress ou força pode ser estático (permanecendo constante com o tempo), dinâmico (aplicada com algum padrão constante), ou cíclico (stress ou magnitude de força variando com o tempo). O tempo decorrido para a falha depende da magnitude de stress ou força aplicados, entretanto, para alguns materiais podem possuir vida infinita.

Variações na metodologia são encontradas nos estudos apresentados.

Na metodologia empregada, o trabalho utilizou dentes humanos pré-molares, teste inicial em simulador mastigatório (1.200.000 ciclos, frequência de 1.6 Hz, 100 N) e após teste de resistência à compressão em máquina universal. A metodologia foi baseada em estudos como o de Stappert *et al*. (2005b e 2006b)[20,21], Habekost *et al*. (2006)[10], Clausen *et al*. (2010)[6], Cubas *et al*.(2011)[7].

Na maioria dos estudos laboratoriais são utilizados 1.200.000 ciclos, como no estudo de Krejci & Lutz (1990)[14], durante a utilização in vitro e in vivo de um amálgama e uma resina composta, as quais os dados de resultados de 6 meses foram extrapolados e revelaram que 1.200.000 ciclos corresponderiam a 5 anos devida clínica útil.

Não existem padrões internacionais aceitos dos parâmetros de carregamento quando as restaurações livres de metal são submetidas ao carregamento dinâmico do simulador mastigatório. Esses testes são úteis para discriminar entre os materiais variados, comparar os valores materiais comprovados clinicamente e estimar o risco de falhas através de análises estatísticas. Como nenhum processo de envelhecimento artificial dos espécimes é envolvido, a previsão de sucesso em longo prazo é limitada ou enganosa. Foram identificados importantes fatores que são essenciais para a realização de testes laboratoriais: a área de contato da ponta ativa com o espécime, configurações clinicamente relevantes como a cimentação das coroas em um substrato definido, carregamento cíclico e condições de umidade[11].

Os dentes estão sujeitos à fratura durante a função normal ou em contatos oclusais traumáticos. A resistência à fratura é analisada em estudos in vitro por meio de ensaios mecânicos. Muitos destes testes utilizam-se da

aplicação de carga compressiva e tangencial sobre a estrutura dental a fim de determinar a resistência máxima à fratura. No entanto, inúmeros fatores podem influenciar esses resultados, tais como modo e velocidade de aplicação da carga e método de inclusão radicular, principalmente quando não são padronizados[9]. A simulação do ligamento periodontal tem uma ampla discussão na literatura e onde não existe ainda um consenso sobre a utilização ou não desse método. Alguns estudos como Soares *et al.* (2005)[18], Dutra *et al.* (2008)[9], Stappert *et al.* (2006)[22], Clausen *et al.* (2010)[6] e Magne *et al*. (2011)[12], utilizaram o método de simulação do ligamento periodontal, ao contrário de diversos trabalhos[14,16,21,22,] que não simularam a ação do ligamento periodontal. Da mesma forma, o estudo presente optou por não utilizar esse método, baseando-se nas evidências da literatura que não existem diferenças significantes entre os diferentes métodos [4,5,9,18,22]. De acordo com Silva, Carvalho & Joly (2007)[17], a largura do sorriso é determinada pelo número de dentes visíveis durante o sorriso, como elemento dental pré-molar é comumente visível durante a função de sorrir estabelecer estética nesse elemento aliando com durabilidade é um desafio aos profissionais de saúde bucal. Por isso dentes pré-molares são uma opção interessante para a utilização de facetas e inlays devido a sua alta necessidade estética, quando considerando seus requisitos oclusais e para representação frequente em estudos com dentes naturais, permitindo assim comparações[17].

Adicionalmente, as fraturas das cúspides funcionais de pré-molares superiores são mais frequentes que do que dos dentes homólogos, provavelmente porque neste grupo de dentes a cúspide funcional é significativamente menor do que a cúspide não-funcional. Isso é um fator importante quando é feita a indicação de uma faceta em um pré-molar superior, pois utilizamos basicamente a porção vestibular do dente, sendo esta menos requisitada funcionalmente em uma oclusão fisiologicamenteequilibrada[7].

Na odontologia estética existe uma tendência crescente da substituição das coroas metalo-cerâmicas pelas coroas livres de metal. Coroas unitárias fabricadas de diferentes materiais, como o dissilicato de lítio e a leucita, tem sido utilizadas com sucesso por 10-20 anos com boas taxas de sobrevivência clínica etem se tornado um padrão de indicação. A cerâmica prensável reforçada por leucita (IPS Empress) está no mercado por mais de 15 anos, enquanto a cerâmica prensável reforçada por dissilicato de lítio (IPS Empress 2) demonstrando grande resistência mecânica, foi introduzida no mercado em 1998. Devido a sua opacidade, o material deveria ser facetado. Em 2007, um material cerâmico puro também reforçado por dissilicato de lítio, mas com uma alta translucidez foi introduzido no mercado (IPS e.max Press)[11].

No estudo presente foram realizados os testes de resistência à fadiga em simulador mastigatório e nenhuma diferença estatisticamente significante foi encontrada entre os grupos de cerâmicas testadas. Alguns outros estudos corroboram com esses resultados, como Stappert et al. (2006a)[22] e Stappert *et al.* (2008)[23], enquanto Clausen *et al.* (2010)[6], demonstraram que a cerâmica de dissilicato de lítio apresentava uma diferença estatisticamente significante quando comparada a cerâmica reforçada por leucita, em relação a resistência à fadiga.

5. CONCLUSÃO

Considerando as limitações deste estudo podemos concluir que:

As cerâmicas testadas apresentaram médias similares quanto à resistência mecânica.

Ambas as cerâmicas apresentaram alta resistência à fratura, com valores superiores aos encontrados no ciclo mastigatório normal.

No estudo presente, existem evidências que a indicação dos laminados cerâmicos em dentes pré-molares superiores possa ser uma realidade em todos os consultórios, porém mais pesquisas, principalmente *in vivo,* necessitam ser realizadas.

REFERÊNCIAS

[1] Addison Belser UC, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. J Esthet Dent. 1997; 9(4):197-207.

[2] Archangelo CM. Laminados cerâmicos em pré-molares: análise tridimensional pelo método dos elementos finitos. Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho – UNESP, 2008.

[3] Baran G, Baberick K, Mccool J. Fatigue Restorative Materials. Crit Rev Oral Biol Med. 2001; 12(4):350-60.

[4] Catovic A, *et al*. The response of human premolars to cyclic loading. J Oral Rehabil. 1997; 24:320-24.

[5] Chaiyabutr Y, *et al*. Comparison of Load-Fatigue Testing of Ceramic Veneers with Two Different Preparation Designs. Int J Prosthodont. 2009; 22:573–5.

[6] Clausen JO, Tara MA, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance ofnon-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. Dent Mater. 2010; 26:533–8.

[7] Cubas GBA, *et al*. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramics restorations and luted with two differents agents. J Prosth Res. 2011; 55:53-9.

[8] Çehreli MC, Iplikçioglu H. Five-year follow-up of In Ceram laminate restaurations: A clinical report. J Prosthet Dent. 2000; 84(5):487-9.

[9] Dutra MC, *et al.* Influência do material simulador do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura e na deformação em dentes restaurados com núcleo metálico fundido e coroa metálica. Rev Hor Cient. 2008; 1(8):56

[10]Habekost LV, *et al*. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to

two different loading stresses. Oper Dent. 2006; 31(2):204-11.
[11]Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Buchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. Dent Mater. 2008; 24:1352-61.
[12]Krejci I, Lutz F. In vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 1990; 100:1445-9.
[13]Magne P, Paranhos MPG, Schilichting LH. Influence of materialselection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. Dent Mater. 2011; 27:109–13.
[14]Marson FC, Kina S. Restabelecimento estético com laminados cerâmicos. R Dental Press Estet. 2010; 7(3):82-92.
[15]Peumans M., Van MB, Lambrechts P. The five-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. I: Esthetic qualities. Clin Oral Invest. 1997; 1(1):12-18.
[16]Peumans M, *et al.* Porcelain Veneers: a review of the literature. J Dent. 2000; 28(3):163-77.
[17]Silva RC, Carvalho PFM, Joly JC. Planejamento estético em periodontia. 25º CIOSP (Congresso Internacional de Odontologia de São Paulo) São Paulo: Janeiro. 2007; 299-341.
[18]Soares CJ, *et al*. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. Braz Oral Res. 2005; 19(1).
[19]Stappert CFJ, *et al.* Longevity and Failure Load of Ceramic Veneers With Different Preparation Designs After Exposure to Mastigatory Simulation. J Prosthet Dent. 2005; 94:132-9.
[20]Stappert CFJ, *et al.* All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fadigue. Am J Dent. 2005; 275-80.
[21]Stappert CFJ, *et al.* Partial coverage restoration systems on molars – comparison of failure load after exposure to a mastication simulator. J Oral Rehabil. 2006; 33:698-705.
[22]Stappert CFJ, *et al.* Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations. J Am Assoc. 2006; 137(4):514-22.
[23]Stappert CFJ, *et al*. Mastigatory Fatigue, Fracture Resistance, and Marginal Discrepancy of Ceramic Partial Crowns With and Without Coverage of Compromissed Cusps. J Adhes Dent. 2008; 10:41-8.
[24]Troedson M, Derand T. Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. J Prosthet Dent. 1999; 82:518-24.