

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA

JOÃO LUIZ NEVES PEREIRA

DETERMINAÇÃO DA CARGA DE FRATURA DE LAMINADOS CERÂMICOS EM
DENTES COM DIFERENTES ESPESSURAS DE DESGASTE

Curitiba
2010

JOÃO LUIZ NEVES PEREIRA

**DETERMINAÇÃO DA CARGA DE FRATURA DE LAMINADOS CERÂMICOS EM
DENTES COM DIFERENTES ESPESSURAS DE DESGASTE**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como pré-requisito para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Danilo Biazetto de Menezes Caldas

Curitiba
2010

DEDICATÓRIA

Ao meu filho amado, *João Gabriel*,

obrigado por você existir, você é o meu maior presente! Lembre-se, eu o Amo e o Amarei sempre, haja o que houver, vou estar sempre contigo. Um beijo meu filho e que Deus o abençoe e o proteja sempre!

A meus queridos pais, *Margarida e Olímpio*,

obrigado pela vida que me deram e a oportunidade de existir e por sempre me motivaram a continuar na estrada da vida e vencer! Por todos os ensinamentos, pelo imenso carinho, por me guiarem e ensinarem o valor das coisas mais simples, por terem feito parte de cada um dos meus sonhos e metas, e pelo apoio incondicional, sem o qual não teria chegado tão longe, muito obrigado! Beijão!

Aos meus irmãos, *Marcelo, Felipe e Cássio*,

que apesar da distância, mantiveram sempre a preocupação e o cuidar da nossa irmandade, amizade e fraternidade! Um grande abraço e que Deus os iluminem, lhes dêem forças, os protejam e cuidem sempre de vocês.

Às minhas queridas e abençoadas sobrinhas, sobrinhos e afilhadas, *Bárbara, Henrique, Isabela, Tiago, Guilherme, Felipinho, Cíntia e Paulinha*! Que vocês continuem a ser os Anjos nas nossas vidas e em especial, na dos seus pais, sendo sempre o Amor Incondicional e Verdadeiro, que nos fazem lembrar, da razão de nossa existência e de nosso propósito de vida! Um grande beijo e abraço do Tio e Padrinho João.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A *Jane Feres Rocha*, por todo o Carinho nos momentos mais difíceis durante esta caminhada. Serás sempre lembrada e ficarás marcada em meu coração, como a minha Mãe Curitibana! MUITÍSSIMO obrigado por todo o apoio! Um beijão.

A *Regiane Paulista Fernandez*, pelo relacionamento de Amor, Carinho e Serenidade. Espero poder retribuí-la com Respeito e Amor! Um grande beijo!

A *Cíntia e Cris*, por amarem meus irmãos e pela alegria de participarem da nossa família e a tornarem mais alegre e unida. Um beijão.

Aos Freis *Zanini* e *Carlos*, pela ajuda pessoal e espiritual fortalecendo a Fé e a crença da existência de Deus. Um grande abraço em *Cristo*!

Ao Parapsicólogo *Flávio Vozniack*, que me conduziu as profundezas do meu eu e me fez dar um passo de gigante. Um fraterno abraço!

Aos meus queridos *Parentes*, que sempre me quiseram bem e torceram por mim em mais esta vitória, representados pela Madrinha e Tia *Dete Miranda Pereira*, e Tia *Terezinha Neves Laperriere*. Muito Obrigado e beijos a todos!

Aos queridos *Amigos*, que caminharam nesta viagem, com palavras de carinho, respeito, solidariedade e amizade, aqui representados especialmente pelo grande *Hercules Jorge Almilhatti*, *Silvia Neves*, *Cíntia Russo* e *Aline Okamoto Yoshizumi*. MUITÍSSIMO obrigado e que Deus lhes dê em dobro o que eu não possa recompensá-los em vida. Que vocês consigam atingir todos os teus objetivos pessoais e profissionais. Um grande beijo e abraço, e meu muitíssimo Obrigado!

Ao Professor *Joel Bley Sobrinho* pela sua amizade, respeito e confiança, e sem o qual não poderia estar aqui, e concluir este trabalho. Meu muito obrigado, Mestre, e receba o mais profundo respeito e admiração. Um grande abraço.

A Professora Doutora *Lúcia Fátima de Castro Ávila* pela sua ajuda, devoção e amizade, sem a qual não poderia concluir este trabalho de dissertação. MUITÍSSIMO obrigado e que Deus possa recompensá-la fazendo com que você consiga atingir todo o sucesso profissional e pessoal. Um grande beijo!

A Enfermeira *Giselly Maria Rodrigues Cordeiro*, pela ajuda e amizade, sem a qual não teria executado este trabalho. MUITÍSSIMO obrigado e que você consiga alcançar todos os teus objetivos. Você realmente merece! Um grande beijo!

As Funcionárias *Neide Reis Borges, Maria Nilce Reis, Marlene Lúcia de Paiva Barros e Edna Aleixo* pela sua amizade, respeito e ajuda durante todo o curso de Doutorado e trabalho na UFPR. Meu respeito e admiração. Um grande beijo a vocês e que Deus as abençoe sempre!

As Amigas Doutoradas *Osnara Maria Mongruel Gomes e Karin Hermana Neppelenbroek*, pelas orientações e colaborações desta Tese, meu muito obrigado!

A *Deus* e a todas as *Pessoas* que conheci e convivi neste *mundo*, o meu muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor **Sérgio Vieira**, pela oportunidade, muito obrigado.

A Professora Doutora **Evelise Machado de Souza**, pelas orientações, colaborações, e respeito durante todo o curso, e desta Tese, muito obrigado.

Aos professores Doutores **Rodrigo Rached** e **Rui Fernando Mazur**, pelo ensino, aprendizado e orientações durante o doutorado e deste trabalho. Obrigado e um grande abraço!

A Professora Doutora **Vânia Portela Ditzel Westphalen**, pelas orientações deste trabalho, muito obrigado.

Ao Professor Doutor **Danilo Biazetto de Menezes Caldas**, pelo ensino e colaborações durante o curso, obrigado.

Aos colegas de Doutorado e Mestrado, **Luciane Grochoski Rezende, Juliana Maria Martins, Fernando Osternack, Lucí Regina Archegas, Fabiana Borges de Liz, Vladja Torno, Acir Dischinel, Andréia Freire de Vasconcelos, Marcos Kenzo Takahashi, Rafael Moura Jorge e Rafael Brum**, pela amizade, carinho, respeito e experiências compartilhadas ao longo desta jornada de convivência e aprendizado, um beijão e um forte abraço!

Ao Mestre **Luiz Carlos Gambus**, pela sua ajuda, disposição, e pelas horas de convivência feliz durante o doutorado. Meu muito obrigado, um feliz abraço!

Ao colega e amigo **Arquimedes Granates Farias** pela sua ajuda e amizade, obrigado e sucesso pessoal. Um abraço e obrigado!

Ao Professor Doutor **Éderson Betiol** pela ajuda e colaboração da minha tese, engrandecendo o saber. Obrigado e um grande Abraço!

Ao Professor Doutor **Dalberto Dias da Costa** pela ajuda e colaboração no trabalho da tese, engrandecendo o aprendizado. Muito Obrigado e um Abraço!

Ao Professor Doutor **Sérgio Aparecido Ignácio** pela paciência e colaboração no trabalho de bioestatística, engrandecendo o aprendizado. Muito Obrigado e um grande Abraço!

A Professora Doutora **Tomoe Nakashima**, pela disponibilização e ajuda para o trabalho da tese. Obrigado e um abraço.

Ao Professor Doutor **Paulo Soares**, pela ajuda e colaboração, engrandecendo o saber. Muito Obrigado!

As alunas e alunos, **Taryn Torres Rosa Capobianco**, **Luciana Haagsma Chiarello**, **Diego Pereira** e **Bernhard Guimarães** pelo carinho, consideração e ajuda, meu muitíssimo obrigado e que Deus lhe pague. Que vocês consigam atingir todo o teu intento profissional e pessoal. Um grande beijo e abraço!

A colega e amiga Professora **Neusa Moro** pelo apoio durante toda nossa convivência em Curitiba. Meu muito obrigado e um grande beijo!

À **Universidade Federal do Paraná**, representada pelo colega e Coordenador do Curso de Odontologia Professor Doutor **Paulo César Gonçalves dos Santos**, aos Chefes de Departamento Professor Doutor **Aguinaldo Coelho Farias** e Mestre **Joel Bley Sobrinho**, e Professores de Odontologia da UFPR, Doutores na arte de ensinar, que de forma direta ou indireta, confiaram no meu trabalho, possibilitando a oportunidade de crescimento profissional.

As pessoas que de alguma forma colaboraram e que sem elas este trabalho não teria sido possível chegar ao fim. Meu muitíssimo obrigado! Fiquem com Deus! Um grande beijo e abraço! **Renata Trevi** (Ivoclar/Vivadent), **Andréia Martinez** (3M), **Hector Pelosini** (ACZ Inox), **Celso Bilynkievycz dos Santos** (UEPG), **Anderson Crepaldi** (Laboratório Crepaldi), **Sérgio Luiz Henke** (Mestre em Engenharia Mecânica - Lactec), **Sergio Naldino e Sérgio Luz**, (UFPR, pronta ajuda em todos os momentos), **Jair Dandolini** (UFPR, dedicação ao trabalho), **Mauricio Antônio Dias** (Xerox-UFPR), **Francisco Oliveira**, **Nilce Mitiko**, **Solange Schueri**, **Giovana Mancio**.

SUMÁRIO

ARTIGO EM PORTUGUÊS	01
Página Título	01
Resumo	02
Introdução	03
Materiais e Métodos	04
Resultados	06
Discussão	07
Conclusão	09
Referências	10
Tabelas	15
ARTIGO EM INGLÊS	16
ANEXOS.....	31
Anexo 1 - Resumos dos artigos utilizados na discussão	31
Anexo 2 - Normas para publicação no Periódico Journal of Oral Rehabilitation	43
Anexo 3 - Materiais e Métodos.....	53
Anexo 4 - Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da PUC	63

ARTIGO EM PORTUGUÊS

Determinação da carga de fratura de laminados cerâmicos em dentes com diferentes espessuras de desgaste

JLN Pereira ^{1,2}, DBM Caldas ²

¹ Professor Assistente, Curso de Odontologia da Universidade Federal do Paraná, Departamento de Odontologia Restauradora, Curitiba, Paraná, Brasil.

² Professor Adjunto Doutor, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Paraná, Brasil.

Endereço para correspondência:

Rua Imaculada Conceição, 1155, CEP. 80215-901- Curitiba – Paraná- Brasil

Fone: + 55 (41) 3271-1637 Fax: + 55 (41) 3271-1405

E-mail: danilocaldas@hotmail.com

Palavras-chave: laminados dentários; resistência de materiais; estética dentária.

RESUMO

O objetivo deste trabalho in vitro foi determinar a carga de fratura de dentes com diferentes espessuras de preparos restaurados com laminados cerâmicos. Sessenta incisivos centrais superiores humanos foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n=15). O grupo controle consistiu de dentes hígidos. Os demais grupos apresentaram preparos com o término cervical em forma de chanfro, recobrimento da borda incisal e diferentes espessuras vestibulares (0,5 mm, 0,8 mm e 1,0 mm). Foram confeccionados laminados cerâmicos em IPS Empress 2 e cimentados aos dentes com um cimento resinoso dual (Variolink II). Após testes de termociclagem (5.500 ciclos) e fadiga (50.000 ciclos), os espécimes foram submetidos a uma carga compressiva na borda incisal, perpendicular ao longo eixo dental, até a fratura. Os dados obtidos foram submetidos a Análise de Variância a um critério de classificação e teste de Tukey HSD ($\alpha=0,05$). O grupo sem preparo apresentou média de carga de fratura (GI= $1774,52 \pm 120,32$ N) estatisticamente superior ($p=0,0001$) aos grupos que receberam preparos (GII= $1019,89 \pm 102,87$ N), (GIII= $961,05 \pm 88,26$ N), (GIV= $902,99 \pm 101,59$ N), não havendo diferenças estatisticamente significantes ($p>0,05$) entre eles. Dentro das limitações deste estudo e de acordo com os resultados obtidos, o aumento do desgaste vestibular, bem como da espessura do laminado cerâmico não aumentou a resistência à fratura do elemento dental.

INTRODUÇÃO

Os laminados cerâmicos são indicados para a correção de imperfeições dentárias (1), fraturas e dentições desgastadas pelas forças mastigatórias (2), substituindo estruturas defeituosas por um esmalte artificial (3) integrado funcional e biologicamente aos tecidos dentários e periodontais (4). O estudo da resistência à fratura e à fadiga dos laminados cerâmicos fornece dados relativos ao reforço, estabilidade e a manutenção da estrutura dentária, prevenindo o preparo total da coroa dental (5). Segundo Bergenholz e Nyman (6), ocorre uma perda dental de 15% em dentes vitais associada a preparos protéticos, além da incidência de sinais radiográficos de lesões periapicais após 10 anos.

As cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio demonstram maior resistência que as cerâmicas a base de leucita (7) e permite um preparo menos invasivo (8) que preserva a estrutura dental remanescente e restabelece a resistência dentária (2,9,10). Em determinadas situações, os laminados cerâmicos podem ser utilizados sem o desgaste dentário ou com um “preparo mínimo” (11,12), o que torna o tratamento reversível e conservador (13). A longevidade clínica deste tipo de restauração apresenta taxas de 94% a 95% de sucesso após 15 a 20 anos (14,15).

Entretanto, quando existem alterações severas da cor do elemento dental, é necessário um maior desgaste e, conseqüentemente, maior espessura do laminado cerâmico para mascarar a dentina escurecida (16). A redução da borda incisal (17) permite uma melhora estética e funcional da guia anterior, o que propicia um aumento da resistência à fratura do laminado cerâmico (10).

Estudos in vitro utilizando testes de fadiga e termociclagem para análise do estresse termodinâmico com laminados cerâmicos fornecem dados de forma rápida e menos dispendiosa para a aplicação clínica (18,19). A resistência à fratura de laminados cerâmicos sob cargas aplicadas diretamente na borda incisal, paralelas ao longo eixo dos dentes, permite simular forças mastigatórias como na relação de mordida de classe III (20) e na presença de hábitos parafuncionais, sendo que o seu uso deve ser evitado (21). Entretanto, com o aumento da resistência à fratura da cerâmica de dissilicato de lítio (7), o uso de laminados cerâmicos deve ser investigado.

O objetivo deste estudo foi determinar a carga de fratura dos dentes restaurados com laminados cerâmicos com diferentes espessuras quando submetidos

a uma força compressiva. As hipóteses a serem investigadas são: i) que o dente hígido apresente carga de fratura maior do que os dentes com variadas espessuras de laminados cerâmicos; ii) que os dentes com preparos mais conservadores apresentem carga de fratura maior do que os dentes com preparos mais invasivos.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados sessenta incisivos centrais superiores humanos hígidos do banco de dentes da PUCPR após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (Protocolo 545/07, em anexo). O teste de Levene foi utilizado para determinar a padronização do tamanho médio dos dentes em comprimento ($10,76 \text{ mm} \pm 0,13 \text{ mm}$) e largura ($8,61 \text{ mm} \pm 0,08 \text{ mm}$) ($p=0,5985$). O teste de Kolmogorov-Smirnov constatou a normalidade dos dados e os dentes foram então divididos aleatoriamente em quatro grupos ($n=15$).

As raízes foram incluídas em PVC com acrílico autopolimerizável (JET Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil). Uma película de poliéter (Impregum, ESPE/3M, Seefeld, Germany) de 0,20 mm de espessura foi utilizada para simular o ligamento periodontal (2,22). As raízes foram fixadas no sentido do seu longo eixo e perpendicularmente à base do bloco, 2 mm aquém da junção cimento-esmalte. Os dentes foram moldados com silicone por adição de alta densidade (Elite HD, Zermack, Marl, Alemanha) para a orientação e controle da espessura do desgaste dentário durante os preparos.

O grupo controle consistiu de dentes hígidos, sem preparo e sem laminados cerâmicos. Para os grupos experimentais foram realizados preparos com pontas diamantadas (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) sob irrigação constante de água em turbina de alta rotação (MRS, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). O preparo do grupo II (0,5 mm), III (0,8 mm) e IV (1,0 mm) iniciou-se na região cervical com uma canaleta de orientação, feita com metade da ponta diamantada esférica n.1014, posicionada a 45° , em relação ao longo eixo dental. Sulcos de orientação de 0,5 mm de profundidade foram feitos horizontalmente com a ponta diamantada auto-limitante n. 4142 na face vestibular. Em seguida os sulcos foram unidos com a ponta tronco-cônica n. 4138 e o desgaste da borda incisal foi realizado perpendicular ao longo eixo do dente, de forma plana, com 1 mm de espessura. Para os espécimes dos grupos III e IV, foi feito ainda o desgaste vestibular com as pontas auto-limitantes de 0,3 mm e

0,5 mm, n. 4141 e n. 4142, respectivamente. Os sulcos foram unidos com a mesma ponta tronco-cônica para a obtenção da espessura de preparo de 0,8 mm no grupo III e 1,0 mm no grupo IV. O término cervical do preparo ficou 0,5 mm aquém da junção cimento-esmalte. As pontas diamantadas foram trocadas a cada cinco preparos (22).

Para o acabamento foram utilizadas pontas diamantadas de granulação fina n. 4137F em contra-ângulo multiplicador (Kavo, Joinville, SC, Brasil), seguido por borrachas de silicone (Astropol, Ivoclar/Vivadent, São Paulo, SP, Brasil). Os preparos foram avaliados com uma sonda milimetrada sob microscópio óptico (CH30 RF 100, Olympus Optical Co. Ltd., Tokyo, Japan) em aumento de 10X.

Os laminados à base de dissilicato de lítio (pastilha cor 500, IPS Empress 2, Ivoclar/Vivadent Inc., Schaan, Alemanha) foram confeccionados de acordo com as instruções do fabricante, no forno EP 600 (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha).

Os *copings* foram padronizados de acordo com cada grupo, utilizando discos de 5 mm de diâmetro de uma placa de silicone rígida (Placa Soft Cristal, Bioart Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) como matriz. Através da perfuração da placa de silicone a base do laminado cerâmico apresentou a mesma espessura para cada grupo, ou seja, para os espécimes com 0,5mm de desgaste vestibular, a base da matriz apresentou a espessura de 0,3 mm. Para os espécimes com 0,8 mm de desgaste vestibular a base da matriz apresentou a espessura de 0,6 mm e para os espécimes com 1,0 mm a base da matriz apresentou a espessura de 0,8 mm. Em seguida, o restante do coping do espécime foi encerado mantendo-se a mesma espessura conferida pela matriz da placa de silicone. Confeccionada a base da cerâmica, a cerâmica de cobertura (Eris, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha) foi aplicada e polida até a obtenção da espessura necessária, aferida com um paquímetro digital (CD6 CS, Mitutoyo Corp., Kanagawa, Japão).

Os laminados cerâmicos foram condicionados com ácido fluorídrico 10% (CondAC Porcelana, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha) durante 20 s. Lavados com água destilada em uma cuba ultra-sônica (Thornton T7, Unique Ind e Com. de Produtos Eletrônicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil) durante 3 min., e, em seguida, secos com jatos de ar e silanizados (Monobond S, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha), durante 1 min. A cimentação adesiva utilizou o sistema adesivo (Excite DSC Soft TouchTM Single Dose, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha) e o cimento dual de baixa viscosidade Variolink II (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha), ativados com luz halógena com 600 mW/cm² de irradiância (Kerr Demetron Optilux, Orange, EUA)

durante 60 s na face vestibular e 60 s na palatina dos dentes. A irradiância do aparelho foi aferida por radiômetro (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil) a cada 10 ativações. O polimento final usou borrachas de silicone (Astropol, Ivoclar/Vivadent, São Paulo, SP, Brasil) e pasta diamantada (Diamond Excel, FGM, Joinville, SC, Brasil).

Todos os laminados foram submetidos ao teste de termociclagem com a temperatura de 5°C e 55°C, com um intervalo de banho de 15 s, totalizando 5.500 ciclos (MSCT 3, Elquip, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). O teste de fadiga foi realizado em frequência cíclica de 1,3 Hz com carga incisal de 40 N num total de 50.0000 ciclos (MSFM, Elquip, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) (18).

Os espécimes foram submetidos ao teste de carga de fratura em uma máquina de teste universal (DL 500, EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). Estes foram fixados na posição vertical e a carga foi aplicada no ponto central da borda incisiva por intermédio de uma ponta metálica de 10 mm de diâmetro com velocidade de 0,5 mm/min. A carga de fratura registrada foi em Newtons (N).

Todos os espécimes foram analisados sob microscópio eletrônico de varredura (MEV) (XL30, Philips, Netherlands). As análises das fraturas foram realizadas com 10X de aumento, e o modo de falha classificado como: falha adesiva, localizada na interface entre o agente de cimentação e a estrutura dentária; falha coesiva, localizada dentro do agente de cimentação; e falha mista, permanecendo o agente de cimentação aderido tanto à cerâmica quanto ao remanescente dentário.

Os resultados obtidos foram submetidos a Análise de Variância a um critério de classificação ($\alpha=0,05$) e, quando diferenças foram encontradas, essas foram submetidas ao Teste de Tukey HSD. As análises estatísticas foram realizadas utilizando-se o software SPSS 15.0 (SPSS Inc, Chicago, EUA).

RESULTADOS

Os resultados do teste de Análise de Variância para a resistência à fratura são apresentados na Tabela 1. Ocorreu diferença estatisticamente significativa ($p=0,0001$) entre os grupos. A Tabela 2 demonstrou que o grupo I (controle) apresentou valores de carga de fratura estatisticamente superiores aos demais grupos ($p=0,0001$), e que não houve diferença significativa entre os grupos II, III e IV ($p>0,05$).

A análise do modo de fratura (Tabela 3) mostrou que ocorreram falhas adesivas e mistas dos grupos com laminados cerâmicos com o desprendimento total do laminado. Ocorreram também falhas do dente e da cerâmica sem o deslocamento total do laminado cerâmico, na borda incisal dos espécimes, bem como múltiplas fraturas longitudinais do esmalte/dentina nos terços médio e cervical dos dentes.

No grupo I, sete dentes apresentaram fraturas horizontais na região da borda incisal. Os demais dentes apresentaram múltiplas fraturas longitudinais do esmalte e da dentina a partir da borda incisal. No grupo II, quatro dentes sofreram fratura da borda incisal/cerâmica, permanecendo os laminados aderidos ao dente. Dois dentes sofreram a fratura do laminado cerâmico de modo adesivo, e nove dentes sofreram fraturas mistas. No grupo III, somente um dente sofreu fratura da borda incisal/cerâmica, enquanto oito dentes sofreram o deslocamento total do laminado cerâmico (falha adesiva). Seis dentes sofreram fraturas mistas. No grupo IV, somente um dente sofreu fratura da borda incisal/cerâmica, e, onze dentes sofreram fraturas de forma adesiva. Três dentes sofreram fraturas mistas.

DISCUSSÃO

O preparo do dente à mão livre resulta em exposição de dentina, principalmente na região cervical (23). No presente estudo, para se evitar estes erros, foram utilizadas guias de silicone por adição, bem como pontas diamantadas auto-limitantes na superfície vestibular para controle, visualização e avaliação dos desgastes dentários. Foram empregados incisivos centrais superiores humanos recém-extraídos e um ligamento periodontal artificial (24), com a finalidade de tornar os espécimes padronizados e reproduzir de modo mais adequado às condições clínicas de dentes submetidos a cargas mastigatórias (25).

Quanto menor o desgaste do dente e maior a área de esmalte exposta, melhor é a adesão do laminado à estrutura dentária e maior é a capacidade do laminado de resistir a cargas mastigatórias (18,26). Neste estudo, o desgaste vestibular foi reduzido a 0,5 mm e a espessura da base do laminado cerâmico, experimentalmente, a 0,3 mm, ainda que esta espessura não seja indicada pelo fabricante. Apesar do preparo conservador resultar em um laminado com borda fina, exibindo risco de fratura durante a cimentação, o conjunto dente, adesivo e laminado cerâmico torna-se resistente às forças mastigatórias após a cimentação (21). Ao comparar os resultados

com os grupos com desgastes mais acentuados (0,8 mm e 1,0 mm), observou-se que não houve diferença significativa entre eles, ou seja, a redução da espessura do laminado não afetou a resistência à carga de fratura nos grupos com preparos menos invasivos. A análise do modo de fratura demonstrou ainda uma maior retenção dos laminados do grupo II com menor desgaste dentário (0,5 mm), mesmo após a fratura da borda incisal. A maioria das falhas ocorreu no grupo IV onde o desgaste foi de 1,0 mm. Testes de termociclagem e fadiga estressam e degradam a interface adesiva, reduzindo a adesão dentinária (18,19).

Além disso, apesar do sistema adesivo (Excite DSC) utilizado apresentar um co-iniciador de sulfinato de sódio e eliminar a incompatibilidade química entre os monômeros ácidos e os componentes de autopolimerização, o mesmo pode não ter sido capaz de atenuar os efeitos da redução da fotopolimerização, devido a cor e a espessura dos laminados (27). Desta forma, os laminados cerâmicos mais espessos do grupo IV (1,0 mm) podem ter apresentado uma diminuição da resistência adesiva do sistema de cimentação dual (28).

O vidro-cerâmico utilizado neste estudo contém aproximadamente 60% de cristais de dissilicato de lítio, apresentando excelentes propriedades mecânicas, durabilidade química e resistência ao crescimento lento da fratura (29,30). Diversos estudos (19,31,32,33) demonstram que o condicionamento e a silanização da cerâmica, bem como o uso do cimento adesivo dual para cimentação, propiciaram uma melhora da adesão dos materiais (29,32,34) e aumento da resistência à fratura dos dentes, mesmo após termociclagem (31,32). Entretanto, neste trabalho, após a aplicação da carga de fratura paralela ao longo eixo do dente, simulando uma força mastigatória de classe III ou parafuncional (apertamento), os espécimes dos grupos com preparo quando comparados aos espécimes hígidos, não foram capazes de suportar a força máxima de fratura. Estes dados corroboram com os achados de Hui et al. (20) e Castelnovo et al. (21). Além disso, a maioria dos dentes hígidos fraturados mostrou uma fratura sobre a região do colo do dente ou sobre a borda incisal. Ambos os modos de fratura são sinais de alto estresse na borda incisal (35). Desta forma, sugere-se que o uso dos laminados cerâmicos em casos de oclusão de classe III ou parafunção deve ser evitado (22,36).

No presente estudo, o desgaste da superfície incisal plana (reta) de 1 mm foi executado sem estender-se a linha de término incisal a possíveis áreas de contato na região palatina em relação de classe I. Alguns autores (9,37) demonstraram não

haver diferença entre os tipos de desgaste incisal e que ocorre uma maior resistência dos laminados sem sobrecontorno palatino (36), principalmente quando se compara a força de mordida sobre os incisivos na direção axial e no eixo longitudinal do dente, como a que ocorre nos dentes anteriores durante a classe III e parafunção (bruxismo) (18). Neste caso, os parâmetros estéticos e as relações de contato nos incisivos e caninos em movimentos excursivos são fatores determinantes para a posição da linha de término na borda incisal, indicando-se o desgaste desta área de maneira plana (18,36).

Por outro lado, o resultado da fratura do laminado cerâmico não é determinada apenas pela aplicação de carga. Os ensaios de termociclagem e fadiga simulam condições de umidade, envelhecimento e carga mastigatória cíclica. Estudos prévios (29,33) demonstraram que as propriedades mecânicas das cerâmicas dentárias são afetadas diretamente por estas condições. Isto contribui para o crescimento de microfendas pré-existentes e a propagação lenta de trincas das cerâmicas expostas a tensões de tração em ambientes úmidos (38), sendo esta a causa mais comum para falhas clínicas dos laminados cerâmicos (5).

De acordo com o presente estudo, ao se comparar a carga de fratura entre os grupos com preparos dentários, o uso da base cerâmica do IPS Empress 2 na espessura de 0,3 mm pode ser utilizada para a fabricação de laminados cerâmicos, propiciando um menor desgaste dental e permitindo maior retenção dos laminados cerâmicos. Sugere-se, no entanto, que mais estudos in vitro e clínicos sejam feitos para avaliar a resistência à fratura de dentes restaurados com laminados cerâmicos submetidos a condições adversas.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo in vitro e das condições experimentais avaliadas, as seguintes conclusões puderam ser observadas:

a) dentes hígidos suportaram maior carga de fratura que dentes com laminados cerâmicos.

b) dentes com menor desgaste de preparo (0,5 mm) suportaram a mesma carga de fratura que dentes com maior preparo (0,8 mm e 1,0 mm).

REFERÊNCIAS

1. Javaheri D. Considerations for planning esthetic treatment with veneers involving no or minimal preparation. J Am Dent Assoc. 2007; 138: 331-7
2. Ferrari M, Patroni S, Balleri, P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. Int J Period Rest Dent. 1992; 12: 407-13
3. Dunne SM, Millar BJ. A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. Br Dent J. 1993; 175: 317-321
4. Arhun N, Arman A, Ungor M, Erkut SA. Conservative multidisciplinary approach for improved aesthetic results with traumatized anterior teeth. Br Dent J. 2006; 201: 509-12
5. Barghi N, Berry TG. Post-bonding crack formation in porcelain veneers. J Esthet Dent 1997; 9: 51-4
6. Bergenholz, G, Nyman, R. Endodontics complication following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. J Period. 1984; 55: 2, 63-8
7. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger v. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mat Res. 2000; 53: 297-303
8. Magne P, Belser UC. Novel porcelain laminate preparation approach driven by diagnostic mock-up. J Esthet Rest Dent. 2004; 16:1 7-16
9. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. J Oral Rehabil. 2000; 27: 1024-1029

10. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int* 1999; 30: 661-72
11. Putter H, Ibsen RL. Simultaneous placement of multiple porcelain veneers. *J Esthet Dent*. 1990; 2: 67-69
12. Chen J, et al. Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *J Dentistry*. 2005; 33: 3- 8
13. Malcmacher L. No-preparation porcelains veneers: back to the future! *Dent Today*. 2005; 24: 86, 88, 90-1
14. Calamia JR, Calamia CS. Porcelain Laminate Veneers: Reasons for 25 Years of Success. *Dent Clin N Am*. 2007; 51: 399-417
15. Gürel G. Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. *Dent Clin N Am*. 2007; 51: 419-431
16. Chu FCS, Chow ATW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers, *J Prost Dent*. 2007; 98: 359-364
17. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2002; 87: 503-509
18. Stappert CFJ, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*. 2005; 94: 132-9
19. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and Lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent*. 2007; 97: 18

20. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br Dent J* 1991; 171: 51-5
21. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 171-80
22. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers. *J Prosthet Dent*. 2006; 95: 354-63
23. Nattress BR, Youngson CC, Patterson CJ, Martin DM, Ralph JP. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *J Dent* 1995; 23: 165-70
24. Poppe M, Bourauel C, Jager A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. A Study of autopsy Specimens and their Conversion into Finite Element Models. *J Orofac Orthop*. 2002; 63: 358-70
25. Kitoh M, Suetsufu T, Murakami Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. *Bull Tokyo Med Dent Univ*. 1977; 24: 81-87
26. Pioch T, Stähle HJ. Experimental investigation of the shear strength in the region of dentinoenamel junction. *Quint Int*. 1996; 27: 711-2
27. Cavalcanti SCSXB, Oliveira MT, Arais CAG, Giannini M. The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. *Oper Dent*. 2008; 33: 6, 682-689

28. Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J Dent*. 2009; 37: 219-227
29. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumuta H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil*. 2005; 32, 598-605
30. Mitov G, Lohbauer U, Rabboia MA, Petschelt A, Pospiech P. Investigations of subcritical crack propagation of the Empress 2 all-ceramic system. *Dental Materials*. 2008; 24: 267-273
31. Addison O, Fleming GIP, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminates veneer (PLV) materials. *Dent Mater*. 2003; 19: 291-297
32. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthetic Dent*. 1999; 81: 335-344
33. Salvio LA, et al. Effect of Water Storage and Surface Treatments on the Tensile Bond Strength of IPS Empress 2 Ceramic. *J Prosthodont*. 2007; 16; 192-199
34. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil*. 2001; 28: 1022-8
35. Stokes AN, Hood JA. Impact fracture characteristics of intact crown human central incisors. *J Oral Rehabil*. 1993; 20: 89-95
36. Wall JG, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal edge strength of porcelain laminate veneer restoring mandibular incisors. *Int J Prosthodont*. 1992; 5: 441-3

37. Meijering AC, Creugers NH, Roeters FJ, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *J Dent.* 1998; 26: 563-8
38. Denry IL., Holloway JA. Elastic constants, Vickers hardness, and fracture toughness of fluorrichterite-based glass–ceramics. *Dent Mat.* 2004; 20:213-219

TABELAS

Tabela 1. Tabela de ANOVA para resistência à fratura.

	Soma do quadrado	gl	Quadrado médio	F	Significância
Entre grupos	77612,61537	3	25870,87179	15,071937	0,0001
Dentro dos grupos	96123,59662	56	1716,492797		
Total	173736,212	59			

Tabela 2. Valores das médias e desvio padrão (DP) da carga máxima de fratura.

Grupos	Médias(N)	DP (N)
I	1774,51	± 120,32 a
II	1019,89	± 102,87 b
III	961,05	± 88,26 b
IV	902,99	± 101,59 b

* Letras diferentes mostram diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 3. Análise do modo de fratura dos dentes com laminados e dentes hígidos.

Grupos	n	Adesiva	Coesiva	Mista	Borda Incisal	Fraturas (E/D)
I	15	-	-	-	7	8
II	15	2	-	9	4*	-
III	15	8	-	6	1*	-
IV	15	11	-	3	1*	-

* Fratura sem o deslocamento total do laminado cerâmico.

ARTIGO EM INGLÊS

Determination to the fracture load of laminated ceramic veneers in teeth with different tooth thicknesses preparation.

JLN Pereira ^{1,2} , DBM Caldas ²

Corresponding author: danilocaldas@hotmail.com

Key Words: porcelain veneers laminate; strength materials; aesthetic dentistry.

¹ Assistant Professor, School of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Federal University of Paraná, Brazil.

² Assistant Professor, Health and Biological Sciences Center, School of Dentistry, Pontifical Catholic University of Paraná, Brazil.

Correspondence Address:

Imaculada Conceição, 1155, 80215-901- Curitiba – Paraná- Brazil

Fone: + 55 (41) 3271-1637 Fax: + 55 (41) 3271-1405

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to determine the fracture load of teeth with different thicknesses of preparations restored with ceramic laminates. Sixty human upper central incisors were divided randomly into four groups (n=15). The control group consisted of healthy teeth. The other groups had preparation with the end shaped groove, covering the incisal edge and different buccal thicknesses (0.5 mm, 0.8 mm and 1.0 mm). Ceramic laminates were fabricated in IPS Empress 2 and cemented to the teeth with dual resin cement (Variolink II). After thermal cycling (5,500 cycles) and fatigue test (50,000 cycles), specimens were subjected to compressive loads at the incisal edge, perpendicular to the long axis of tooth until fracture. The data were analyzed by one-way ANOVA and Tukey HSD test ($\alpha=0,05$). The unprepared group had a mean load of fracture (GI= 1774.52 ± 120.32 N) statistically significant difference ($p=0.0001$) from that groups with laminates (GII= $1019,89 \pm 102,87$ N), (GIII= $961,05 \pm 88,26$ N), (GIV= $902,99 \pm 101,59$ N), with no statistically significant differences ($p> 0.05$) between them. Within the limitations of this study and according to the results, increasing the buccal wear as well the thickness of the ceramic laminate did not increase the resistance to fracture load of dental element.

INTRODUCTION

Ceramic laminates are indicated to the correction of dental defects (1), fractures and worn dentitions by chewing forces (2), replacing defective structures by an artificial enamel (3) integrated functional and biologically to the dental and periodontal tissues (4). The study of fatigue and fracture strength of ceramic laminates provides data about strengthening, stability and maintenance of tooth structure that enforce the use of laminate against full crown preparation (5). According Bergenholzt and Nyman (6), there is a tooth loss of 15% in vital teeth associated with prosthetic dental preparation and incidence of radiographic signs of periapical lesions after 10 years.

Ceramics reinforced with lithium disilicate showed greater resistance than the leucite-based ceramics (7), resulting in a less invasive preparation (8) preserving the remaining tooth structure and restoring the dental resistance (2,9,10). In certain situations, ceramic laminates can be used without tooth wear or with a "minimum preparation (11,12), enabling a reversible and conservative treatment (13). This type of restoration present clinical longevity with rates of 94% to 95% of success after 15 to 20 years (14,15).

However, when there are severe changes to the color of the dental element, we need a greater wear and thus greater thickness of laminated ceramic to mask the darkened dentin (16). The reduction of incisal edge (17) results in better esthetic and functional anterior guidance, providing an increase in fracture strength of the ceramic laminate (10).

Studies in vitro using fatigue and thermal cycling to evaluate thermodynamic stress with different ceramic laminates provide data quickly and less costly for clinical application (18,19). The fracture toughness of ceramic laminates under loads directly into the incisal edge, parallel to the long axis of the teeth, allows the simulation of masticatory forces in relationship of class III (20) and in the presence of parafunctional forces, and their use should be avoided (21). However, with increasing fracture toughness of ceramic lithium disilicate (7), the use of ceramic laminates should be investigated.

The aim of this study was to determine the fracture load of the teeth with ceramic laminates with different thicknesses when subjected to compressive forces. The hypotheses to be investigated are: i) a healthy tooth has higher fracture load than the teeth with various thicknesses of ceramic laminates, ii) the teeth with more

conservative preparations have higher fracture load than the teeth with more invasive preparations.

MATERIALS AND METHODS

It was used sixty healthy human maxillary central incisors teeth from the tooth bank of PUCPR after approval by the Research Ethics Committee (no. 545/07). It was applied the Levene test for determining the standardization of the average size of the teeth with length ($10.76 \text{ mm} \pm 0.13 \text{ mm}$) and width ($8.61 \text{ mm} \pm 0.08 \text{ mm}$) ($p=0.5985$). The Kolmogorov-Smirnov test determined the normality of the data, and the teeth were randomly divided into four groups ($n=15$).

The roots were embedded in PVC with self-curing acrylic (JET, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil). In order to simulate the periodontal ligament a film of polyether (Impregum, ESPE/3M, Seefeld, Germany) with 0.20 mm (2,22) thick was used. The roots were fixed with the long axis perpendicular to the base of the block, 2 mm below the cemento-enamel junction. The teeth were molded with the high density silicon rubber (Elite HD, Zermack, Marl, Germany) to guide and control the thickness of dental wear during the preparations.

Group I, control, consisted of intact teeth with unprepared teeth and no ceramic laminates. For the experimental groups preparations were made with diamond (KG Sorensen, São Paulo, Brazil) under constant water irrigation in high-rotation turbine (MRS, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brazil). The preparation of the group II (0.5 mm), III (0.8 mm) and IV (1.0 mm) began in the cervical region with a channel guide, made with half the round diamond bur n.1014, positioned at 45° , in relation to the long axis of tooth. Guidance grooves of 0.5 mm in depth were made horizontally with a diamond self-limiting bur, n. 4142 on the bucal surface. Then the grooves were smoothing with the cone-shaped tip n. 4138, and a flat incisal wear of 1 mm deep, was performed perpendicular to the long axis of the tooth. For specimens in groups III and IV, the tooth preparation had self-limiting tips of the 0.3 mm and 0.5 mm, ns. 4141 and 4142, respectively. The grooves were flush with the cone-shaped tip to get the refine depth of 0.8 mm in group III and 1.0 mm in group IV. Cervical finish lines were finished 0.5 mm above the cemento-enamel junction. The diamond tips were changed every five preparations (22).

The finishing diamond bur were fine grained n. 4137F used in low speed multiplier (Kavo, Joinville, SC, Brazil) followed by silicon rubber tip for polishing (Astropol, Ivoclar / Vivadent, São Paulo, Brazil). The preparations were evaluated with a periodontal probe under optical microscope (CH30 RF 100, Olympus Optical Co. Ltd., Tokyo, Japan) at 10X magnification.

Laminates based on lithium disilicate (n.500, IPS Empress 2, Ivoclar/Vivadent Inc., Schaan, Germany) were prepared according to the manufacturer's instructions, in EP 600 furnace (Ivoclar/Vivadent Inc., Schaan, Germany).

The copings were standardized according to each group, using discs of 5 mm diameter as matrix of a rigid silicone plate (Plate Soft Crystal Bioart Dental Equipment, São Carlos, SP, Brazil). Through the perforation plate of silicon the base of the laminated ceramic had the same thickness for each group, i.e. for specimens with 0.5 mm facial wear, the basic matrix showed the thickness of 0.3 mm. For specimens with 0.8 mm of the bucal wear the basic matrix showed a thickness of 0.6 mm and for specimens with 1.0 mm the basic matrix showed the thickness of 0.8 mm. Then the remain of the coping of the specimen was waxed while maintaining the same thickness of the plate given by the matrix of silicone. So, the ceramic cover (Eris, Ivoclar / Vivadent, Schaan, Germany) was applied and polished to obtain the required thickness that was determined by a caliper (CD6 CS Corp Mitutoyo, Kanagawa, Japan).

Ceramic laminates were conditioned with hydrofluoric acid 10% (Condac porcelain, Ivoclar / Vivadent, Schaan, Germany) for 20 s. Washed with distilled water in an ultrasonic tank (T7 Thornton, Unique Product Ind e Com Electronics Ltd., São Paulo, Brazil) for 3 min., and then dried with air jets and silanes (S Monobond , Ivoclar / Vivadent, Schaan, Germany) for 1 min. The adhesive cementation used the adhesive system (Excite DSC Soft TouchTMSingle Dose, Ivoclar / Vivadent, Schaan, Germany) and dual low-viscosity cement Variolink II (Ivoclar / Vivadent, Schaan, Germany), irradiated by halogen light of 600 mW/cm² irradiance (Kerr Optilux Demetron, Orange, USA) for 60 s on the bucal and 60 s on the lingual face. The device was measured by radiometer (Gnatus, Ribeirao Preto, Brazil) every 10 activations. Final polishing used silicone tips (Astropol, Ivoclar / Vivadent, São Paulo, Brazil) and diamond paste (Diamond Excel, FGM, Joinville, SC, Brazil).

All laminates were subjected to thermal cycling test with a temperature of 5 ° C to 55 ° C with an interval of 15 s, totaling 5.500 cycles (MSCT 3 Elquip, Ribeirão Preto,

São Paulo, Brazil). The fatigue test was performed in cyclic frequency of 1.3 Hz with incisal load of 40 N in a total of 50.0000 cycles (MSFM, Elquip, Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil) (18).

The specimens were tested using the fracture load in a universal testing machine (DL 500, EMIC, Sao Jose dos Pinhais, Parana, Brazil). These were fixed in a straight position and load was applied at the midpoint of the incisal edge through a metal tip, 10 mm diameter with a speed of 0.5 mm/min. The fracture load was recorded in Newtons (N).

All specimens were examined under a scanning electron microscope (SEM) (XL30, Philips, Netherlands). The analysis of the fractures were performed with 10X increase, and the failure mode classified as: adhesive failure, at the interface between the luting agent and tooth structure, cohesive failure, within the luting agent, and mixed failure, leaving the cementing agent adhered both the ceramic for the remainder of dentistry.

The results were analyzed by one-way ANOVA ($\alpha=0,05$) and when differences were found these were subjected to the Tukey HSD. Statistical analysis was performed using the SPSS 15.0 software (SPSS Inc, Chicago, USA).

RESULTS

The results of the ANOVA test for resistance to fracture are presented in Table 1. Statistically significant difference ($p=0.0001$) between groups was found. Table 2 shows that the group I (control) had fracture load values statistically higher than other groups ($p=0.0001$), and there was no significant difference between groups II, III and IV ($p>0,05$).

The fracture mode analysis (Table 3) showed that adhesive and mixed failures occurred in groups with ceramic laminates with displacement of the laminate. There were also failures in the tooth and the ceramic without total displacement of the ceramic laminated in the incisal edge of the specimens, as well as multiple longitudinal fractures of the enamel and dentin in the cervical and middle thirds of the teeth.

In group I, seven teeth had horizontal fractures in the region of the incisal edge. The remaining teeth had multiple longitudinal fractures of enamel and dentin from the incisal edge. In group II, four teeth fractured the incisal edge/ceramic. However the laminates remained bonded to the tooth. Two teeth showed adhesive fracture of

laminated ceramic, and nine teeth had mixed fractures. In group III, only one tooth had a fracture of the incisal edge/ceramic, while eight teeth had displacement of the ceramic laminate (adhesive failure). Six teeth were mixed fractures. In group IV, only one suffered a fractured tooth of the incisal edge/ceramic, and eleven teeth fractures suffered adhesive failure. Three teeth were mixed fractures.

DISCUSSION

The freehand tooth preparation results in changes and exposure of dentin, especially in the cervical region (23). In this study, to avoid these errors, were used silicone guides and self-limiting diamond burs in the bucal surface for control visualization and evaluation of dental wear. It was used extracted human central incisors and an artificial periodontal ligament (24), in order to standardize the specimens and reproduce more adequately the clinical conditions of teeth subjected to masticatory loads (25).

The smaller wear of the tooth and the greater the amount of enamel, the better the adhesion of the laminate to the tooth structure and the greater the capacity of the laminate to resist masticatory loads (18,26). In this study, the bucal surface was reduced to 0.5 mm and the thickness of the base laminated ceramic, experimentally, to 0.3 mm, although this thickness is not indicated by the manufacturer. Despite the conservative preparation result in thin ceramic margins and present risk of fracture during cementation, the whole tooth, adhesive laminate and ceramic becomes resistant to mastication after cementation (21). By comparing the results with those groups with more pronounced wear (0.8 and 1.0 mm), observed no significant difference between them, i.e. reducing the thickness of the laminate did not affect the load resistance fracture in the groups with less invasive preparation. The fracture mode analyzed also demonstrated a greater retention of laminates in Group II with lower tooth wear (0.5 mm), even after the fracture of the incisal edge. Most failures occurred in group IV, where the wear was 1.0 mm. Thermal testing and cyclic fatigue degrades the adhesive interface, reducing dentin bonding (18,19).

Although the adhesive system (Excite DSC) used a co-initiator, the sodium sulfinate to eliminate chemical incompatibility between the acid monomer and the chemical curing cement components, it may not been able to mitigate the effects of reduction of the curing light irradiance because the color and thickness of the laminate

(27). The thicker ceramic laminates of group IV (1.0 mm) may had problem with the dual adhesive system (28).

The glass-ceramic used in this study contains 60% crystalline phase of lithium disilicate crystals, with excellent mechanical properties, chemical stability and resistance to slow crack growth (29,30). Several studies (19,31,32,33) have shown that etching and silanization of ceramics as well as the use of dual adhesive cement for cementation, promoted an improvement of material adhesion (29,32,34) and increased the fracture resistance of the teeth, even after thermal cycling (31,32). However, in this study, applied the load of fracture parallel to the long axis of the tooth, to simulate a masticatory force of parafunctional or class III (clenching), the groups with tooth preparation when compared to healthy specimens, were not able to support the maximum load of fracture. These data corroborate with the findings of Hui et al. (20) and Castelnovo et al. (21). In addition, most sound teeth showed a fracture of the cervical region or on the incisal edge. Both modes of fracture are signs of high stress on the incisal edge (35). Thus, it is suggested that the use of ceramic laminates in cases of class III occlusion or parafunction should be avoided (22,36).

In this study, the incisal plane surface wear (straight) of 1 mm was performed without extending to incisal finish line of the possible areas of contact in the bucal region for class I. Some authors (9,37) showed no difference among the types of incisal wear. However some demonstrated that there is a greater fracture resistance of laminates without overlapping the bucal surface (36), especially when it is compare the bite force on the incisors in the axial direction and the longitudinal axis the tooth, such as occurs in the anterior teeth during class III and parafunction (bruxism) (18). In this case, the esthetic parameters and the contact relations of the incisors and canines in excursive movements are the main factor for the position of the finish line at the incisal edge, showing the incisal edge wear flat (18,36).

Moreover, the fracture results of the laminated ceramic is not only determined by the load, but to by the tests of thermal cycling at wet conditions and mechanical fatigue. Previous studies (29,33) showed that the mechanical properties of dental ceramics are directly affected by these conditions. This contributes to the growth of pre-existing micro cracks and slow crack propagation of ceramics exposed to tensile stresses in humid environments (38), which is the most common cause for clinical failure of laminated ceramic (5).

According to this study, when comparing the fracture load between groups with dental preparations, the use of the base ceramic IPS Empress 2 at a thickness of 0.3 mm can be used for the manufacture of ceramic laminates, providing a lower tooth wear and allowing greater retention of ceramic laminates. It is suggested, however, that most in vitro studies and clinical trials are done to evaluate the fracture resistance of teeth restored with ceramic laminates subjected to adverse conditions.

CONCLUSION

Within the limitations of this in vitro study and experimental conditions, the following conclusions could be observed:

- a) sound teeth support more fracture load than teeth with ceramic laminate.
- b) teeth with lower wear preparation (0.5 mm) support the same load than teeth with more preparation (0.8 mm and 1.0 mm).

ACKNOWLEDGEMENTS

We acknowledge gratefully the support of Professor Dr. Sérgio Aparecido Ignácio, School of Dentistry, Pontifical Catholic University of Paraná, who carried out the statistical analysis of the results of this study, and we also thank Ivoclar/Vivadent (Schaan) for providing the ceramic materials used in this study.

REFERENCES

1. Javaheri D. Considerations for planning esthetic treatment with veneers involving no or minimal preparation. *J Am Dent Assoc.* 2007; 138: 331-7
2. Ferrari M, Patroni S, Balleri, P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Int J Period Rest Dent.* 1992; 12: 407-13
3. Dunne SM, Millar BJ. A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. *Br Dent J.* 1993; 175: 317-321
4. Arhun N, Arman A, Ungor M, Erkut SA. Conservative multidisciplinary approach for improved aesthetic results with traumatized anterior teeth. *Br Dent J.* 2006; 201: 509-12
5. Barghi N, Berry TG. Post-bonding crack formation in porcelain veneers. *J Esthet Dent* 1997; 9: 51-4
6. Bergenholz G, Nyman, R. Endodontics complication following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Period.* 1984; 55: 2, 63-8
7. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger v. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mat Res.* 2000; 53: 297-303
8. Magne P, Belser UC. Novel porcelain laminate preparation approach driven by diagnostic mock-up. *J Esthet Rest Dent.* 2004; 16:1 7-16
9. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J Oral Rehabil.* 2000; 27: 1024-1029

10. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int* 1999; 30: 661-72
11. Putter H, Ibsen RL. Simultaneous placement of multiple porcelain veneers. *J Esthet Dent*. 1990; 2: 67-69
12. Chen J, et al. Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *J Dentistry*. 2005; 33: 3- 8
13. Malcmacher L. No-preparation porcelains veneers: back to the future! *Dent Today*. 2005; 24: 86, 88, 90-1
14. Calamia JR, Calamia CS. Porcelain Laminate Veneers: Reasons for 25 Years of Success. *Dent Clin N Am*. 2007; 51: 399-417
15. Gürel G. Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. *Dent Clin N Am*. 2007; 51: 419-431
16. Chu FCS, Chow ATW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers, *J Prost Dent*. 2007; 98: 359-364
17. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2002; 87: 503-509
18. Stappert CFJ, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent*. 2005; 94: 132-9
19. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and Lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent*. 2007; 97: 18

20. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br Dent J* 1991; 171: 51-5
21. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 171-80
22. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers. *J Prosthet Dent*. 2006; 95: 354-63
23. Nattress BR, Youngson CC, Patterson CJ, Martin DM, Ralph JP. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *J Dent* 1995; 23: 165-70
24. Poppe M, Bourauel C, Jager A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. A Study of autopsy Specimens and their Conversion into Finite Element Models. *J Orofac Orthop*. 2002; 63: 358-70
25. Kitoh M, Suetsufu T, Murakami Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. *Bull Tokyo Med Dent Univ*. 1977; 24: 81-87
26. Pioch T, Stähle HJ. Experimental investigation of the shear strength in the region of dentinoenamel junction. *Quint Int*. 1996; 27: 711-2
27. Cavalcanti SCSXB, Oliveira MT, Arais CAG, Giannini M. The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. *Oper Dent*. 2008; 33: 6, 682-689

28. Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J Dent*. 2009; 37: 219-227
29. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumuta H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil*. 2005; 32, 598-605
30. Mitov G, Lohbauer U, Rabboia MA, Petschelt A, Pospiech P. Investigations of subcritical crack propagation of the Empress 2 all-ceramic system. *Dental Materials*. 2008; 24: 267-273
31. Addison O, Fleming GIP, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminates veneer (PLV) materials. *Dent Mater*. 2003; 19: 291-297
32. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthetic Dent*. 1999; 81: 335-344
33. Salvio LA, et al. Effect of Water Storage and Surface Treatments on the Tensile Bond Strength of IPS Empress 2 Ceramic. *J Prosthodont*. 2007; 16; 192-199
34. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil*. 2001; 28: 1022-8
35. Stokes AN, Hood JA. Impact fracture characteristics of intact crown human central incisors. *J Oral Rehabil*. 1993; 20: 89-95
36. Wall JG, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal edge strength of porcelain laminate veneer restoring mandibular incisors. *Int J Prosthodont*. 1992; 5: 441-3

37. Meijering AC, Creugers NH, Roeters FJ, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *J Dent.* 1998; 26: 563-8
38. Denry IL., Holloway JA. Elastic constants, Vickers hardness, and fracture toughness of fluorrichterite-based glass–ceramics. *Dent Mat.* 2004; 20:213-219

TABLE

Table 1. Table of one-way ANOVA for fracture load.

	Sum of Square	df	Mean Square	F	Significance
Between grupos	77612.61537	3	25870.87179	15.071937	0.0001
Within grupos	96123.59662	56	1716.492797		
Total	173736.212	59			

Table 2. Mean values and standard deviation (DP) of maximum load of fracture.

Groups	Mean (N)	DP(N)
I	1774.51	± 120.32 a
II	1019.89	± 102.87 b
III	961.05	± 88.26 b
IV	902.99	± 101.59 b

* Different letters show statistically significant differences.

Table 3. Fracture mode analysis of the laminate veneers porcelain and healthy teeth.

Groups	n	Adhesive	Cohesive	Mixed	Incisal Edge	Fracture (E/D)
I	15	-	-	-	7	8
II	15	2	-	9	4*	-
III	15	8	-	6	1*	-
IV	15	11	-	3	1*	-

* Fracture load without debonding to the ceramic laminate.

ANEXOS

ANEXO 1 – Resumos dos artigos utilizados na discussão

23. Nattress BR, Youngson CC, Patterson CJ, Martin DM, Ralph JP. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. J Dent 1995; 23: 165-70

O objetivo deste estudo *in vitro* foi analisar a profundidade de preparo e a incidência da exposição dentinária resultante da utilização da técnica de "mão livre" no preparo de facetas cerâmicas em incisivos centrais. Vinte e dois incisivos centrais superiores foram selecionados. Foi empregado um índice na superfície vestibular previamente ao preparo de cada dente e um gabarito garantiu que o dente fosse recolocado na mesma posição. Dois operadores prepararam cada um, 11 dentes reduzindo a espessura vestibular em 0,5 mm de forma uniforme. Foi feita a moldagem utilizando um material à base de silicone de baixa viscosidade sobre o índice e os dentes recolocados dentro do gabarito. Após a remoção, este material foi seccionado nos terços cervical, médio e incisal do dente e sua espessura medida usando um microscópio. Os dentes foram condicionados com ácido e também marcadas com um corante de dentina para identificar qualquer área de dentina exposta durante a preparação. Houve diferenças significativas ($P < 0,001$) na profundidade de preparo em diferentes locais, com a menor redução na região médio-incisal. A maior redução foi encontrada nas margens cervical e proximal, com áreas de dentina exposta, na maioria dos dentes. Tendo em vista a incidência e a exposição dentinária encontrada neste estudo, a utilização de um sistema adesivo de dentina durante a cimentação de facetas cerâmicas parece ser essencial quando se emprega uma técnica de preparo à mão livre.

24. Poppe M, Bourauel C, Jager A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. A study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. J Orofacc Orthop. 2002; 63: 358-70

O objetivo deste estudo foi determinar os parâmetros de elasticidade do ligamento periodontal humano usando um método não invasivo, pela medição tridimensional do movimento inicial vestibulo lingual de oito dentes uniradiculares na mandíbula humana. Posteriormente os espécimes foram utilizados para desenvolver modelos de elementos finitos apresentando a mesma geometria individual do respectivo material de autópsia. Estes modelos serviram de base a simulações de movimento computadorizado, cuja característica foi alinhado com os movimentos registrados experimentalmente através da adaptação dos parâmetros de elasticidade do ligamento periodontal. Usando os parâmetros de elasticidade individuais, o deslocamento dos modelos de computador pode ser calculado de forma realista, os centros de resistência dos dentes examinados foram determinados simulando os efeitos de sistemas de forças diferentes. O caráter não-linear do movimento dentário inicial poderia ser efetivamente simulado usando um parâmetro bi-linear definido para a elasticidade do ligamento periodontal e pela determinação de um valor crítico para a expansão da transição gama de validade do primeiro módulo de Young para o segundo. A média de módulo de Young da primeira fase do movimento foi de 0,05 MPa, e o da segunda fase 0,28 MPa, e as expansões críticas de 7,5% (coeficiente de

Poisson $\mu=0,3$). Os centros de resistência de dentes unirradiculares foram encontrados a aproximadamente 42% da altura alveolar, da crista alveolar ao ápice, independentemente do comprimento da raiz e direção do carregamento.

25. Kitoh M, Suetsugu T, Murakami Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. Bull Tokyo Med Dent Univ. 1977; 24: 81-87

A simulação do dente, membrana periodontal e osso mandibular foram obtidos baseado na forma e dimensão anatômica, e dos dados experimentais de cada componente examinado pelo método de elemento finito bi-dimensional. Foram investigados os seguintes problemas: (1) quais dos dois fatores; módulo elástico ou coeficiente de Poisson, da membrana periodontal, apresenta uma relação importante com o suporte dentário, e (2) as características do dente e do osso alveolar, e a distribuição do estresse na membrana periodontal e osso mandibular sob uma condição definida. Foi observado que o coeficiente de Poisson apresenta um razão importante no módulo elástico e seu método é mais realístico para simular o modelo equivalente do corpo humano e para examinar o estresse interno e seus desdobramentos do que o método da fotoelasticidade e do strain gauge.

18. Stappert CFJ, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. J Prosthet Dent. 2005;94:132-9.

As facetas laminadas são amplamente utilizadas no tratamento estético de dentes anteriores. Existe pouca informação sobre o tipo de preparo e a longevidade da faceta cerâmica. Este estudo avaliou a relação do tipo de preparo na longevidade e resistência à fratura de laminados cimentados a incisivos centrais superiores humanos após a fadiga e termociclagem num simulador de mastigação bi-axial. Sessenta e quatro incisivos centrais superiores hígidos foram divididos em 4 grupos ($n=16$). O grupo controle permaneceu hígido (NP). Para o grupo WP, foi feito um prepare tipo janela. Os espécimes do grupo IOP foram preparados com um sobrecontorno (*overlap*) incisal de 2 mm sem chanfrado palatino. Os espécimes do grupo CVP foram preparados com uma faceta total de 3-mm de redução incisal e 2-mm de extensão palatina. Quarenta e oito facetas cerâmicas de IPS Empress foram cimentadas com um cimento resinoso de polimerização dual (Variolink II). Todos os espécimes foram submetidos à fadiga (1,2 milhões de ciclos, 1,3 Hz de frequência, carga palatina de 49 N) e termociclagem (5°C - 55°C , com 60 s de intervalo, 5,500 ciclos) no simulador mastigatório. As falhas foram definidas pela fratura do corpo dos espécimes. Foram observadas fraturas subcríticas. Os espécimes que sobreviveram ao teste de fadiga foram fraturados na máquina de teste universal. Os valores das fraturas (N) foram registrados pelo software. A análise estatística dos dados foi realizada pelo teste Kruskal-Wallis ($\alpha=0,05$) e teste de Wilcoxon ($\alpha=0,05$). Três espécimes do grupo NP, 1 espécime de cada grupo WP e CVP, e 2 espécimes do grupo IOP fraturaram durante a fadiga. O maior valor para a fratura foi observado no laminado total, iniciando na concavidade palatina e estendendo a superfície vestibular. Não houve diferenças significativas na longevidade e fadiga entre os dentes naturais e os dentes restaurados com laminados cerâmicos ($P=0,555$). Os dentes restaurados com os 3 tipos de IPS Empress mostraram resistência a fratura similar ao grupo controle ($P=0,555$). O uso do laminado IPS Empress cimentado ao

dente e preparado de acordo com os 3 tipos de preparos demonstraram adequada estabilização da estrutura dentária residual. A análise do modo de fratura mostrou um alto risco de desenvolvimento de fraturas subcríticas quando o impacto do identador era localizado na superfície palatina da cerâmica. A posição do ponto de contato palatino do antagonista deve ficar na estrutura do dente natural após o preparo. Isto é particularmente importante para os preparos para laminados totais.

26. Pioch T, Stähle HJ. Experimental investigation of the shear strength in the region of dentinoenamel junction. Quint Int. 1996; 27: 711-2

Foram testadas as resistências ao cisalhamento de incisivos humanos, caninos, pré-molares e molares e incisivos bovinos na região da junção dentina-esmalte. A força de cisalhamento média de todos os dentes humanos, 38,99 MPa, não foi diferente dos dentes bovinos, 37,40 MPa. Entre os grupos de dentes humanos, a maior força média de cisalhamento foi obtido a partir de pré-molares inferiores (46,15 MPa), e a menor de caninos inferiores (32,63 MPa). Tratamentos físicos de termociclagem levaram a uma redução significativa na resistência ao cisalhamento. Um efeito similar foi encontrado após a exposição à amina butirato (um agente de remoção de cárie), mas não ao hipoclorito de sódio (tratamento endodôntico). As áreas de fratura dos grupos de dentes investigados ocorreram principalmente em dentina e não na junção dentina-esmalte, indicando que a coesão da dentina, e não a adesão entre dentina e esmalte, é o fator limitante na resistência ao cisalhamento.

21. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. J Prosthet Dent 2000;83:171-80

A fratura dos laminados cerâmicos é uma modalidade de falha clínica. Este estudo in vitro avaliou a carga de fratura e o modo de falha dos laminados cerâmicos, com 4 tipos de preparos dentários em incisivos centrais humanos extraídos. Parâmetros idênticos foram utilizados para os dentes hígidos para comparação. Cinquenta incisivos centrais foram divididos aleatoriamente em 5 grupos. Cada grupo recebeu um tipo de preparo: (1) sem redução incisal, (2) 2 milímetros de redução incisal, sem chanfro palatino (junção), (3) 1 mm de redução incisal e chanfro de 1 mm de altura palatino, (4) 4 mm de redução incisal e 1 mm de altura do chanfro palatino, e (5) sem preparo (controle). Foram feitos 40 laminados de IPS Empress apresentando a mesma espessura e comprimento inciso-cervical. Os laminados cerâmicos foram cimentados e os dentes montados com resina epóxi em anéis de PVC. As cargas das fratura foram registradas com a máquina de ensaios mecânicos. A média de fratura das cargas e o desvio padrão (DP) em kgf foram as seguintes: grupo 1; 23,7 (6,11), grupo 2; 27,4 (9,63), grupo 3; 16,4 (3,44), grupo 4; 19,2 (6,18) e grupo 5; 31,0 (10,38). Os modos de fratura também foram analisadas para ambas as facetas cerâmicas e dentes. O teste ANOVA de um critério com comparações múltiplas revelaram 3 subconjuntos significativos: 1-2-5 grupos, grupos 4-1, e grupos 3-4 ($P < 0,05$). Os grupos 1 e 2 não apresentaram laminados cerâmicos fraturados; o grupo 3 teve 3 lâminas cerâmicas fraturadas, e o grupo 4, teve 6 laminados cerâmicos fraturados. Os grupos 1 e 2 apresentaram as maiores resistências à fratura comparados ao grupo controle.

19. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and Lithia disilicate-based ceramics. J Prosthet Dent. 2007; 97: 18-24

A durabilidade da adesão entre a cerâmica e dentina durante o atendimento clínico é um fator importante na capacidade da restauração suportar a carga mastigatória. Este estudo avaliou o efeito da qualidade da adesão na interface de 2 sistemas cerâmicos. Foram usados discos de 8,5 mm de diâmetro x 1,35 mm de espessura, da cerâmica reforçada com leucita, IPS Empress (E1), e do vidro-cerâmico de dissilicato de lítio, IPS Empress 2 (E2) (n = 45). Os espécimes foram fabricados de forma que sua aplicação clínica fosse simulada. Os discos foram divididos em 3 subgrupos (n = 15), e cimentadas utilizando uma das três condições de adesão (Control, Cer, Sub). O grupo controle seguiu o protocolo de adesão ideal, enquanto os grupos Cer e Sub apresentaram adesões entre o cimento e a cerâmica (Cer) e substrato e cimento (Sub). Foram aplicadas cargas no centro dos espécimes com um indentador com 10 mm de diâmetro a uma velocidade de 0,01 mm/min em uma máquina universal de ensaios. Cargas intermitentes foram aplicadas com aumento de 50 N até que a fratura fosse observada no substrato cerâmico com aumento de 2,6 x em microscópio ótico de transiluminação. A carga máxima aplicada antes da fratura foi registrada como o início da falha. O valor da fratura variou de 223,5 a 760,6 N. O grupo E2 teve a maior média para a falha da carga (715,6 N), que foi significativamente maior do que o grupo E1 (P<0,001). Para ambos os sistemas cerâmicos E1 e E2, o grupo controle apresentou as maiores médias de falha à carga do que a interface dos grupos Cer e Sub. A baixa qualidade adesiva da interface cimento-cerâmica ou dentina-cimento pode reduzir significativamente a resistência à fratura dos discos de cerâmica unidos à dentina- substratos. Para o material cerâmico E2 a ruptura, da interface cerâmica-cimento teve um efeito mais negativo sobre a restauração simulada que o rompimento da interface cimento-dentina.

27. Cavalcanti SCSXB, Oliveira MT, Araís CAG, Giannini M. The effect of the presence and presentation mode of co-Initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. Oper Dent. 2008; 33: 6, 682-689

Este estudo comparou a resistência adesiva a microtração de restaurações de resina composta indireta à dentina, quando sistemas adesivos de quinta geração foram ativados pela luz ou deixados sem polimerização antes da cimentação. Os sistemas utilizados neste estudo foram o Prime & Bond NT (NT-Dentsply) e Excite (EX-Ivoclar-Vivadent) e suas versões de dupla polimerização contendo co-iniciadores com modos diferentes de apresentação (como solução ou sais), Prime & Bond NT Dual-Cure (NTD-Dentsply) e Excite DSC (DSCIvoclar Vivadent). Os adesivos foram aplicados à dentina oclusal de 40 terceiros molares humanos de acordo com as instruções do fabricante e foram fotoativados (XL3000/3M ESPE) por 10 s (LP) ou deixados sem polimerização (SP). Os respectivos cimentos resinosos Calibra (Dentsply Caulk) e Variolink II (Ivoclar Vivadent) foram aplicados a discos de resina pré-polimerizados (2 mm espessura/Z-250/3M ESPE) e unidos a dentina. Os dentes restaurados foram fotoativados de acordo com as instruções dos fabricantes, por cinco minutos e após a cimentação armazenados em água a 37 °C por 24 h. Os dentes foram, então, seccionados tanto mesial-distal, quanto vestibulo-lingual para obtenção dos espécimes (0,8 mm²). Cada amostra foi testada a uma velocidade de 0,5 mm/min até

a ruptura. Os dados (Pa [SD]) foram analisadas por teste ANOVA de 3 critérios e Tukey ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que a presença de um co-iniciador diminui a resistência adesiva para o NT, enquanto não houve diferença significativa na resistência adesiva observada entre EX e DSC, independentemente do modo de polimerização. Todos os grupos SP apresentaram resistência adesiva inferior aos grupos LP. Os resultados sugerem que co-iniciadores apresentados como solução podem diminuir a resistência adesiva à dentina dos sistemas adesivos avaliados sob restaurações indiretas de resina composta. A foto-ativação da camada adesiva antes de cimentação indireta foi crucial para uma maior resistência adesiva em dentina.

28. Arrais, CAG., Giannini, M, Rueggeberg, FA. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. J Dent. 2009; 37: 219-227

Objetivos: Avaliar a eficácia do co-iniciador à base de sulfinato de sódio no grau de conversão (DC) de cimentos resinosos duais em sistemas combinados [agente de união (BA) e cimento resinoso (CR)], quando a luz é atenuada ou não está disponível. Métodos: Dois sistemas adesivos de 5ª. geração [Prime & Bond NT Dual-Cure/Calibra (Dentsply), e Excite DSC / Variolink II (Ivoclar / Vivadent)] foram aplicadas, com ou sem co-iniciadores (Sais de sulfinato de sódio) adicionado aos sistemas adesivos, a superfície horizontal de uma unidade atenuada de refletância total, e foram polimerizados usando uma das quatro condições: auto-polimerização (SC), ou exposição direta à luz (DLE / XL3000/3M), ou através de uma lâmina de vidro ou através de discos de resina pré-polimerizados (A2 ou A4 /2 mm espessura) (Z250/3M-ESPE). Foram obtidos espectros infravermelhos após a colocação dos componentes (não polimerizados) e durante 10 min (polimerizado) (16 varreduras de 2 cm^{-1} , FTS-40/Digilab/Bio-Rad) para obter a cinética de polimerização. O grau de conversão e a taxa máxima de polimerização (RPmax) foram calculados usando técnicas padronizadas de trocas de taxas de pico alifáticos, aromáticos pré e pós-polimerização. Os dados ($n = 5$) foram analisados por teste ANOVA de dois critérios e de Tukey ($p = 0,05$). Resultados: A adição de co-iniciadores aumentou o DC (grau de conversão), na maioria dos grupos. Nenhuma diferença significativa de DC foi observada entre o sistema adesivo Prime & Bond NT Dual-Cure/Calibra e sua versão sem co-iniciador usando o modo de polimerização direto, DLE. Todos os grupos com polimerização direta (DLE) apresentaram os maiores DC após 10 min. Não houve diferença significativa no DC entre os grupos pré-polimerizados com cobertura total de A2 e A4. Os grupos SC apresentaram menor DC do que os grupos fotoativados independentemente da presença do co-iniciador. O uso de co-iniciadores aumentou a RPmax apenas no grupo SC. Os grupos A2 e A4 apresentaram RPmax inferior aos grupos DLE, independentemente da presença de co-iniciador. Conclusão: Os efeitos negativos da atenuação da luz sobre o DC (grau de conversão) não foram evitados por inclusão de sais de sulfinato de sódio, apesar de sua capacidade de eliminar a incompatibilidade química entre os monômeros ácidos e os componentes de auto-polimerização.

29. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumuta H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. J Oral Rehabil. 2005; 32, 598-605.

Este estudo avaliou as características adesivas do material cerâmico dissilicato de lítio (IPS Empress 2). Dois discos de amostras do material foram feitos, e três grupos de pares de discos foram separados usando três técnicas de preparo de superfície; condicionamento com ácido fosfórico, condicionamento com ácido fluorídrico, e abrasão a ar com alumina. Cada grupo foi dividido em quatro sub-grupos; grupo I foi cimentado com Variolink II, grupo II foi tratado com primer silano Monobond-S e cimentado com Variolink II, grupo III foi cimentado com adesivo acrílico Super-Bond e o grupo IV foi tratado com primer silano Porcelain Liner M e cimentado com o adesivo acrílico Super-Bond. A resistência adesiva foi determinada antes e após 100 000 termociclos. A resistência adesiva variou de 10,6 a 71,5 MPa antes da termociclagem, enquanto após a termociclagem a resistência variou de 0 a 61,2 MPa. Entre as três superfícies preparadas, o condicionamento com ácido hidrófluorídrico (HF) foi o mais efetivo em aumentar a resistência adesiva de ambos os materiais de cimentação, especialmente para os espécimes sem silanização. A aplicação do primer silano elevou a resistência adesiva de ambos os agentes usados nos métodos de preparo de superfície. Pode-se concluir para ambos os agentes de cimentação, que a durabilidade de adesão ao material cerâmico Empress 2 pode ser obtida com a combinação da aplicação do HF e o adequado primer silano.

30. Mitov G, Lohbauer U, Rabboia MA, Petschelt A, Pospiech P. Investigations of subcritical crack propagation of the Empress 2 all-ceramic system. Dental Materials. 2008; 24: 267-273

Foram avaliadas as propriedades mecânicas e a propagação lenta da fratura de todo o sistema cerâmico Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Foram determinadas experimentalmente: a resistência à fratura, o parâmetro de Weibull e módulos elásticos em um teste de flexão de quatro pontos. Foi determinado para os componentes do sistema Empress 2, a resistência à fratura KIC, e a propagação de trincas, e os parâmetros n foram determinados em um método de fadiga dinâmica. Usando esses dados, a análise de dados de vida foi realizada e diagramas de vida foram produzidos. O desenvolvimento da resistência sob condições de fadiga estática foi calculada para um período de 5 anos. A cerâmica de cobertura Eris apresentou uma maior resistência à fratura ($\sigma_0 = 66,1\text{MPa}$) com uma probabilidade de falha da $P_F = 63,2\%$, e parâmetros de crescimento de fratura ($n = 12,9$) em comparação com o cerâmica de cobertura Empress 2 ($\sigma_0 = 60,3\text{MPa}$). Para o laminado do Empress 2 o parâmetro n de propagação só pode ser estimado ($n = 9,5$). Para todos os materiais investigados, os valores dos parâmetros de Weibull m (Empress 2 base $m = 4,6$; Empress 2 laminado $m = 7,9$; Eris $m = 6,9$) foram inferiores ao mínimo exigido pela literatura ($m = 15$). O valor da força inicial de fratura em si não é suficiente para caracterizar a resistência mecânica de materiais cerâmicos, visto que a sua possibilidade de estresse é tempo-dependente. O conhecimento sobre os parâmetros n de fratura e de propagação são de grande importância pré-clínica para prever a capacidade clínica de materiais cerâmicos.

31. Addison O, Fleming GIP, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminates veneer (PLV) materials. Dent Mater. 2003; 19: 291-297

As fraturas e falhas resultantes dos laminados cerâmicos (PLV) podem ser devido a variações térmicas a que a restauração é susceptível. O objetivo do estudo foi

examinar o impacto da termociclagem sobre o desenvolvimento de falhas no tratamento da superfície das restaurações de PLV. 30 discos cerâmicos Vitadur Alpha dentina (15mm de diâmetro, 0,9mm de espessura) apresentando superfícies glaseadas e não glaseadas foram termociclados com três regimes diferentes de temperatura para simular as condições clínicas. A média das fraturas, o desvio padrão e o Módulo Weibull (m) foram determinados por meio da fratura bi-axial. A análise t-student revelou uma diferença significativa ($P < 0,05$) dos valores médios de resistência entre o grupo controle das cerâmicas exposta a superfícies glaseadas e não glaseadas. A análise de variância não revelou diferenças significativas. No entanto, existe uma falha dos valores mais baixos de resistência à fratura devido à probabilidade de sobrevida para os grupos cerâmicos que foram termociclados. As falhas mais extensas na superfície das amostras podem ser prorrogadas devido aos regimes de termociclagem. Quanto maior a tensão imposta à superfície das amostras pela termociclagem, provavelmente as falhas se tornarão mais prolongadas, resultando em fratura prematura. A falha de sobrevida pode ser atribuída a um mecanismo de defeito diferente (possivelmente uma extensão de falhas de grande superfície), sobreposto, aos baixos valores de força.

32. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. J Prosthetic Dent. 1999; 81: 335-344

A fadiga térmica tem demonstrado uma influência significativa na espessura da cimentação da resina composta e cerâmica e propensão à fratura dos laminados cerâmicos. Este estudo foi realizado para definir os parâmetros potencialmente envolvidos para o desenvolvimento de fraturas em laminados cerâmicos cimentados aos dentes. A modelagem de elementos finitos foi utilizada para avaliar os respectivos efeitos da contração do cimento resinoso e as mudanças térmicas significativas. Uma secção vestibulo-lingual de um incisivo foi digitalizada e usada como um modelo para gerar uma malha bidimensional, incluindo todos os tipos de preparos para laminados. Foi simulada a contração de polimerização a uma temperatura basal de 20°C. O efeito da termociclagem de 20°C a 5°C e de 20°C a 50°C foi avaliada com e sem a contração do cimento resinoso preexistente. A contração de polimerização do cimento resinoso gerou importantes forças de compressão sobre a cerâmica, tanto na superfície da restauração ou interface. A intensidade de compressão foi relacionada com a geometria e proporção de espessuras entre a cerâmica e cimentação do sistema resinoso (CER/CPR). As proporções mais baixas produziram forças de compressão mais elevadas na cerâmica. Quando as termociclagem foram combinadas com forças de contração de polimerização do cimento resinoso, o padrão de estresse foi significativamente alterado apenas para as condições experimentais, com a menor proporção CER/CPR. O aumento de temperatura reduz as tensões de compressão e exacerba as tensões de tração. As termociclagem foram simuladas sozinhas (situação ideal de não contração do cimento resinoso) e gerou tensões de tração na cerâmica, que foi novamente modulada intensivamente pela proporção CER/CPR e a geometria local do compósito e da cerâmica. Devido à fragilidade da cerâmica, essas forças de tração são mais prejudiciais do que a alta compressão criada pela contração de polimerização do cimento resinoso sozinho. O padrão de estresse não foi influenciado pelo comprimento incisal do laminado, mas sim pela espessura vestibular da cerâmica. O pior registro feito com um agente de cimentação com contração de polimerização (500 µm de cimentação composta, menor proporção

CER/CPR, 5°C) foi bem menos prejudicial do que o pior registro feito com um hipotético material de cimentação "sem contração de polimerização". A relação da espessura de cimento e cimento resinoso parece ter uma influência relevante na distribuição de tensões em laminados cerâmicos. Restauração que são muito finas combinadas a um ajuste interno ruim, resultou em maiores tensões, tanto na superfície quanto na interface da restauração. Devido ao seu estado pré-comprimido dado pela contração de polimerização dos cimentos resinosos, as cerâmicas apresentaram um melhor desempenho no que diz respeito a temperaturas induzidas por forças de tração.

33. Salvio LA, et al. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. J Prosthodont. 2007; 16; 192-199

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do armazenamento em água (24 horas e 1 ano) na resistência de união entre a cerâmica IPS Empress 2 e o cimento resinoso Variolink II, sob diferentes tratamentos superficiais. Cento e oitenta discos com diâmetro de 5,3 mm na parte superior e 7,0 mm na parte inferior, e uma espessura de 2,5 mm foram feitos, embutidos em resina e divididos aleatoriamente em seis grupos: Grupos 1 e 4 = 10% ácido fluorídrico por 20 segundos; Grupos 2 e 5 = jateamento por 5 segundos, com óxido de alumínio 50 µm e Grupos 3 e 6 = jateamento por 5 segundos com 100 de óxido de alumínio µm. O silano foi aplicado sobre a superfície da cerâmica tratada, e os discos foram unidos em pares com o cimento resinoso adesivo. As amostras dos Grupos 1 a 3 foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas, e os Grupos 4-6 foram armazenadas durante 1 ano. As amostras foram submetidas a um ensaio de tração em uma máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1,0 mm / min, até a falha. Os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey (5%). As médias de resistência à tração dos Grupos 1, 2 e 3 ($15,54 \pm 4,53$, $10,60 \pm 3,32$ e $7,87 \pm 2,26$ MPa) por 24 horas de armazenagem foram significativamente maiores do que aqueles observados para o armazenamento de 1 ano (Grupos 4, 5 e 6: $10,10 \pm 3,17$, $6,34 \pm 1,06$ e $2,60 \pm 0,41$ MPa). Os tratamentos de superfície com 10% de ácido fluorídrico ($15,54 \pm 4,53$ e $10,10 \pm 3,17$ MPa) apresentaram maior força à tração em comparação com o jateamento com 50 µm ($10,60 \pm 3,32$ e $6,34 \pm 1,06$ MPa) e 100 µm ($7,87 \pm 2,26$ e $2,60 \pm 0,41$ MPa) óxido de alumínio) para o armazenamento de 24 horas e 1 ano. O tempo de armazenamento diminuiu significativamente a resistência à tração para ambos os tratamentos de superfície de cerâmica. A aplicação de 10% de ácido fluorídrico resultou em maiores valores de resistência à tração que os obtidos com óxido de alumínio.

34. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J Oral Rehabil. 2001; 28: 1022-8

Este estudo investigou a eficiência da ativação química de cimentos resinosos de presa dual, em comparação com a foto-ativação e a presa dual. A ativação foi realizada pela (i) mistura de base e catalisador sem irradiação posterior (presa química. CC), (ii) a mistura de base e catalisador com irradiação direta (presa dual. DC) ou (iii) através da irradiação 2,5 mm de cerâmica de vidro reforçado por leucite (IPS Empress, Ivoclar) (presa dual através da porcelana. DC+P), (iv) usando apenas a pasta base com irradiação direta (foto-ativação. LC) ou com (v) irradiação através da cerâmica (foto-ativação através da cerâmica. LC+P). Os espécimes de quatro

resinas compostas microhíbridas DC e um compósito híbrido de autopolimerização (somente CC) foram preparados e testados após 24 h para a força flexural, módulo de elasticidade (ISO 4049) e dureza superficial (Vickers). Para todos os materiais e parâmetros, as ativações duais produziram valores superiores a LC, mesmo quando a irradiação foi realizada através da cerâmica. A foto-ativação através da cerâmica, em comparação com a irradiação direta reduziu os valores para a maioria dos parâmetros e materiais. Em contraste, a força de resistência flexural foi mantida para todos os cimentos duais, três para o módulo de elasticidade e um para a dureza dos materiais. As propriedades mecânicas dos cimentos resinosos químicos variaram entre os materiais DC.

20. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. Br Dent J 1991; 171: 51-5

Um estudo in vitro usando a análise dinâmica de estresse e fotoelasticidade bi dimensional, procurou relatar a resistência de laminados cerâmicos fabricados com três diferentes modelos, demonstrando que o preparo tipo “janela”, foi o mais resistente comparado com “sobrecontorno” e “lâmina de faca”. Foi confirmado também que a resistência do laminado não foi proporcional a sua espessura. Pode-se concluir que onde a resistência é um pré-requisito importante, o tipo mais conservador de preparo para laminado, chamado de “janela”, é o modelo de escolha.

35. Stokes AN, Hood JA. Impact fracture characteristics of intact crown human central incisors. J Oral Rehabil 1993; 20: 89-95

Foram determinadas as energias dinâmicas das fraturas e os modos de fratura nos incisivos centrais humanos extraídos para os grupos controle hígidos, grupos com coroas Vita Dur N, Coroas Vita Hi Ceram, coroas Dicor e facetas cerâmicas. Os dentes foram atingidos no meio da superfície da face vestibular por um dispositivo de pêndulo. A energia da fratura média de dentes com coroas Dicor foi significativamente menor do que para os demais grupos ($P < 0,05$). As coroas dos dentes controle fraturaram obliquamente em direção apical. As coroas Vita Dur N e Dicor fraturaram os dentes em direção ao plano da força do impacto. As coroas Vita Hi Ceram lascaram no local do impacto e algumas fraturas eram localizadas na raiz. As coroas de ouro permaneceram cimentadas e a fratura ocorreu na junção coroa/raiz, ou na raiz. Os laminados de cerâmica fraturaram no local do impacto, mas mantiveram-se cimentadas. As coroas Dicor foram às menos resistentes à fratura do que outros tipos de restauração testados. Os laminados cerâmicos e as coroas totais de ouro aumentam a resistência dos dentes, levando a fraturas de raiz mais do que as coroas cerâmicas.

22. Zarone F, Epifania E, Leone G, Sorrentino R, Ferrari M. Dynamometric assessment of the mechanical resistance of porcelain veneers. J Prosthet Dent. 2006; 95: 354-63

Existe pouca concordância a respeito da extensão do preparo palatino para facetas cerâmicas, pois representa uma técnica mais invasiva do que o preparo limitado à superfície vestibular de um dente. O objetivo deste estudo foi detectar os estresses nos dentes anteriores superiores restaurados com facetas cerâmicas e comparar a

resistência à fratura de laminados cerâmicos com diferentes tipos de preparo. Quarenta e cinco dentes anteriores superiores foram restaurados com facetas de cerâmicas e divididos em 9 grupos: Ca, caninos sem preparo; Ca-Ch, caninos com chanfro palatino; Ca-W, caninos com preparo janela; LI, incisivos laterais sem preparo; LI-Ch, incisivos laterais com chanfro palatino; LI-W, incisivos laterais com o preparo tipo janela; CI, incisivos centrais sem preparo; CI-Ch, incisivos centrais com chanfro palatino; CI-W, incisivos centrais com preparo tipo janela. Os testes de fratura foram realizados, e os espécimes fraturados submetidos à microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados foram analisados estatisticamente com a análise de variância e Tukey para comparações múltiplas ($\alpha = 0,05$). Os valores médios e desvio padrão da carga da fratura (N) foram registrados: Ca, 395 ± 6 ; Ca-Ch, 310 ± 8 ; Ca-W, 322 ± 8 ; LI, 309 ± 8 ; LI-Ch, 242 ± 6 ; LI-W, 225 ± 8 ; CI, 298 ± 8 ; CI-Ch, 255 ± 8 ; CI-W, 221 ± 6 . A MEV mostrou que tanto o adesivo e fraturas coesivas foram concentrados principalmente na região cervical. A análise estatística mostrou que tanto o tipo de dente e tipo de preparo influenciou significativamente a resistência à fratura dos dentes restaurados ($P < 0,001$). O preparo do chanfro é recomendado para incisivos centrais, ao passo que o preparo tipo janela mostrou melhores resultados para os caninos. Ambas preparos podem ser adotadas na restauração dos incisivos laterais.

36. Wall JG, Reisbick MH, Johnston WM. Incisal edge strength of porcelain laminate veneer restoring mandibular incisors. Int J Prosthodont. 1992; 5: 441-3

Facetas laminadas de cerâmica podem ser utilizadas para aumentar o comprimento da borda incisal. O objetivo deste estudo foi determinar a resistência à fratura de laminados cerâmicos em incisivos inferiores (CYMEL 1077) desgastados na borda incisal em 0,0, 0,5, 1,0 e 2,0 mm. As amostras foram fraturadas em ângulos de 130° e 137° . Sessenta e uma facetas laminadas cerâmicas foram fabricadas e cimentadas aos dentes preparados. Não foi encontrada diferença significativa entre os diferentes comprimentos da borda incisal ($P > 0,05$). No entanto, conforme o teste ANOVA ($P = 0,005$), foi necessário uma força maior que a média de fratura para a fratura dos espécimes quando o ângulo empregado era de 130° .

9. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. J Oral Rehabil. 2000; 27: 1024-1029

O tratamento de dentes com facetas laminadas combinam melhorias estéticas e funcionais à técnica conservadora. Este estudo in vitro teve por objetivo analisar a influência do preparo incisal na capacidade dos dentes restaurados com laminados cerâmicos em resistir à fratura. Trinta e seis incisivos inferiores foram selecionados aleatoriamente em três grupos com 12 dentes por grupo. No primeiro grupo, apenas a superfície vestibular foi preparada. No segundo grupo, o preparo incluiu uma borda incisal arredondada e um chanfro lingual. O terceiro grupo serviu como controle (hígido). Os laminados Empress foram fabricados e cimentados com um cimento resinoso de baixa viscosidade. Após 120 dias de armazenamento em solução de Ringer, os espécimes foram comprimidos na borda incisal até a fratura. A análise estatística dos resultados mostrou diferenças significativas entre os grupos ($p = 0,0103$). O grupo 2 (com a preparo da borda incisal) apresentou a menor resistência à fratura (466 ± 99 N). Os dentes restaurados com laminados do Empress do grupo 1 atingiram a resistência dos dentes preparados. Comparados com a força de mordida

para incisivos descritos na literatura, a capacidade de suportar carga in vitro alcançada neste estudo parece justificar o uso clínico de ambos os modelos de preparo testados.

37. Meijering AC, Creugers NH, Roeters FJ, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. J Dent 1998; 26: 563-8

Foram avaliadas 180 facetas laminadas neste trabalho clínico. O propósito do estudo foi coletar dados importantes e possíveis relações entre sobrevida e (1) tipo de faceta laminada, (2) tipo de preparo, (3) operador e (4) e as variáveis relacionadas aos tipo de dente e vitalidade do dente dos pacientes. As restaurações foram executadas por sete dentistas em 112 pacientes em incisivos centrais e laterais superiores. As variáveis experimentais foram: tipo de laminado (ou resina composta direta (DC), resina composta indireta (IC) ou cerâmica (P)), desenho do preparo (com e sem *overlap* incisal) e operador. As falhas foram reportadas em dois níveis: falha total (necessidade de nova restauração) e falha parcial (necessidade de reparo). A sobrevida foi definida em três níveis: (1) sobrevida da restauração original (S_o : falha total), (2) sobrevida funcional (S_f : falha parcial), e (3) sobrevida de ambos os tipos (S_{of} : falha total ou falha parcial). O preparo da borda incisal *overlap* foi considerada desnecessária em relação à melhoria da resistência das facetas laminadas. Laminados de dentes não-vitais demonstraram maior risco de falha do que laminados colocados em dentes vitais. Os laminados cerâmicos apresentaram os melhores resultados.

38. Denry IL., Holloway JA. Elastic constants, Vickers hardness, and fracture toughness of fluorrichterite-based glass–ceramics. Dent Mat. 2004; 20:213-219.

O objetivo deste estudo foi determinar a constante elástica, a dureza Vickers, e resistência à fratura a indentação de vidros cerâmicos de fluorrichterite no sistema $\text{SiO}_2 - \text{MgO} - \text{CaO} - \text{Na}_2\text{O} - \text{K}_2\text{O} - \text{F}$. Cinco compostos de vidro foram preparados com aumento do conteúdo de sódio. Os compostos foram amolecidos a 1400 °C por 2 h e inclusos dentro de anéis de 60 x 12 mm. Discos (1,5 x 12 mm) foram cortados dos anéis de vidro, nucleados na temperatura de 600 – 650 °C por 1 h e cristalizados a 900 °C por 0,5 h. A densidade do vidro cerâmico foi medida pelo método de Arquimedes. A constante elástica foi determinada pela técnica padrão de velocidade ultra-sônica. A resistência a fratura foi avaliada pela técnica de indentação. O padrão de fratura por indentação e a microestrutura foi investigada pela microscopia eletrônica. A fase cristalina foi identificada pela difração de raio X. Uma cerâmica de vidro de dissilicato de lítio disponível comercialmente serviu como controle. A cerâmica de vidro fluorrichterite contendo 3,8 e 5,6 % em peso de sódio apresentou a menor resistência a fratura. A cerâmica de vidro contendo 1,9 % em peso de sódio e o material controle, apresentaram a maior resistência a fratura. Os valores obtidos para estes dois materiais ($2,26 \pm 0,15 \text{ MPa m}^{0,5}$ e $2,29 \pm 0,31 \text{ MPa m}^{0,5}$, respectivamente), não foram significativamente diferentes. ($p=0.997$) Não houve relação linear entre o sódio presente na composição do vidro cerâmico e a resistência à fratura. Uma maior resistência à fratura parece estar associada com um maior densidade de cristais de fluorrichterite.

5. Barghi N, Berry TG. Post-bonding crack formation in porcelain veneers. J Esthet Dent 1997; 9: 51-4

Estudo longitudinal de facetas cerâmicas tem relatado baixos níveis de fratura, baixo grau de infiltração, baixa incidência de descolamento, e pouca ou nenhuma reação adversa periodontal. Fraturas de facetas de porcelana são principalmente coesivas dentro da cerâmica, devido à forte união ao dente através do agente de cimentação resinoso. Um tipo de fratura que não é relatado na literatura, e raramente é observada mesmo quando ocorre, é a formação pós-adesão da linha de fratura na faceta laminada. Este artigo discute o problema da formação da linha de fratura nas facetas de porcelana logo após a cimentação, principalmente em caninos e pré-molares, cuja face vestibular esteja completamente curva. Não foram observados sinais de infiltração nos locais das fraturas. As fraturas ocorreram verticalmente ao longo da altura do contorno dos dentes afetados, exceto em um laminado que fraturou horizontalmente na altura incisivo-gengival do contorno dental.

ANEXO 2 - Normas para publicação no Periódico Journal of Oral Rehabilitation

1. GENERAL

Journal of Oral Rehabilitation has become the international journal of choice for much outstanding work in the field of dental and oral health sciences. The journal majors in publishing original and evidence-based research in the area of oral science associated with the diagnosis and management of oral and facial functional disturbances caused by local and systemic diseases and developmental defects.

Please read the instructions below carefully for details on the submission of manuscripts, the journal's requirements and standards as well as information concerning the procedure after a manuscript has been accepted for publication in *Journal of Oral Rehabilitation*. Authors are encouraged to visit [Blackwell Publishing Author Services](#) for further information on the preparation and submission of articles and figures.

2. ETHICAL GUIDELINES

Journal of Oral Rehabilitation adheres to the below ethical guidelines for publication and research.

2.1. Authorship and Acknowledgements

Authors submitting a paper do so on the understanding that the manuscript have been read and approved by all authors and that all authors agree to the submission of the manuscript to the Journal.

Journal of Oral Rehabilitation adheres to the definition of authorship set up by The International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE). According to the ICMJE authorship criteria should be based on 1) substantial contributions to conception and design of, or acquisition of data or analysis and interpretation of data, 2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content and 3) final approval of the version to be published. Authors should meet conditions 1, 2 and 3.

It is a requirement that all authors have been accredited as appropriate upon submission of the manuscript. Contributors who do not qualify as authors should be mentioned under Acknowledgements.

Acknowledgements: Under acknowledgements please specify contributors to the article other than the authors accredited. *Journal of Oral Rehabilitation* requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Acknowledgments should be brief and should not include thanks to anonymous referees and editors.

2.2. Ethical Approvals

Experimentation involving human subjects will only be published if such research has been conducted in full accordance with ethical principles, including the World Medical Association Declaration of Helsinki (version, 2002 www.wma.net/e/policy/b3.htm) and the additional requirements, if any, of the country where the research has been carried

out. Manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject and according to the above mentioned principles. A statement regarding the fact that the study has been independently reviewed and approved by an ethical board should also be included. Editors reserve the right to reject papers if there are doubts as to whether appropriate procedures have been used.

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimize pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC) and in accordance with local laws and regulations.

All studies using human or animal subjects should include an explicit statement in the Material and Methods section identifying the review and ethics committee approval for each study, if applicable. Editors reserve the right to reject papers if there is doubt as to whether appropriate procedures have been used.

2.3 Conflict of Interest and Source of Funding

Journal of Oral Rehabilitation requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Please include this information under Acknowledgements.

2.4 Appeal of Decision

The decision on a paper is final and cannot be appealed.

2.5 Permissions

If all or parts of previously published illustrations are used permission **must** be obtained from the copyright holder concerned. In most cases, this will be the original publisher of the material. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

2.6 Copyright Assignment

Authors submitting a paper do so on the understanding that the work and its essential substance have not been published before and is not being considered for publication elsewhere. The submission of the manuscript by the authors means that the authors automatically agree to assign exclusive copyright to Blackwell Publishing if and when the manuscript is accepted for publication. The work shall not be published elsewhere in any language without the written consent of the publisher. The articles published in this journal are protected by copyright, which covers translation rights and the exclusive right to reproduce and distribute all of the articles printed in the journal. No material published in the journal may be stored on microfilm or videocassettes or in electronic database and the like or reproduced photographically without the prior written permission of the publisher.

Upon acceptance of a paper, authors are required to assign the exclusive licence to publish their paper to Blackwell Publishing. Assignment of the exclusive licence is a

condition of publication and papers will not be passed to the publisher for production unless license has been assigned. (Papers subject to government or Crown copyright are exempt from this requirement; however, the form still has to be signed). A completed [Copyright Transfer Agreement \(CTA\) Form](#) must be sent to jor@oxon.blackwellpublishing.com, before any manuscript can be published. Authors must send the completed original CTA Form by regular mail upon receiving notice of manuscript acceptance, i.e., do not send the CTA Form at submission. Faxing or e-mailing the CTA Form does not meet requirements.

For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

2.7 OnlineOpen

Journal of Oral Rehabilitation offers authors the opportunity to publish their paper OnlineOpen. OnlineOpen is a pay-to-publish service from Blackwell that offers authors whose papers are accepted for publication the opportunity to pay up-front for their manuscript to become open access (i.e. free for all to view and download). Each OnlineOpen article will be subject to a one-off fee of \$3000 to be met by or on behalf of the Author in advance of publication. Upon online publication, the article (both full-text and PDF versions) will be available to all for viewing and download free of charge. The print version of the article will also be branded as OnlineOpen and will draw attention to the fact that the paper can be downloaded for free.

Any authors wishing to publish their paper OnlineOpen will be required to complete the combined payment and [Online Open Copyright Licence Form](#) (Please note this form is for use with OnlineOpen material ONLY). Once complete this form should be sent to the Production Editor (address on the form) at the time of acceptance or as soon as possible after that (preferably within 24 hours to avoid any delays in processing). Prior to acceptance there is no requirement to inform the Production Editor that you intend to publish your paper OnlineOpen if you do not wish to. Authors wanting to publish their paper OnlineOpen should complete the Online Open Copyright Licence Form and not the Copyright Transfer Agreement.

For questions concerning copyright, please visit [Blackwell Publishing's Copyright FAQ](#)

3. MANUSCRIPT SUBMISSION PROCEDURE

Manuscripts should be submitted electronically via the online submission site ScholarOne Manuscripts (formerly known as Manuscript Central) at <http://mc.manuscriptcentral.com/jor>. The use of an online submission and peer review site enables immediate distribution of manuscripts and consequentially speeds up the review process. It also allows authors to track the status of their own manuscripts. Complete instructions for submitting a paper is available online and below. Further assistance can be obtained from Janet Mikkelsen, Managing Editor (e-mail: jor@odont.au.dk).

3.1. Getting Started

- Launch your web browser (supported browsers include Internet Explorer 5.5 or higher, Safari 1.2.4, or Firefox 1.0.4 or higher) and go to the journal's online Submission Site: <http://mc.manuscriptcentral.com/jor>
- Log-in or, if you are a new user, click on 'register here'.

- If you are registering as a new user.
- After clicking on 'Create Account', enter your name and e-mail information and click 'Next'. Your e-mail information is very important.
- Enter your institution and address information as appropriate, and then click 'Next.'
- Enter a user ID and password of your choice (we recommend using your e-mail address as your user ID), and then select your areas of expertise. Click 'Finish'.
- If you are registered as user, but have forgotten your log in details, enter your e-mail address under 'Password Help'. The system will send you an automatic user ID and a new temporary password.
- Log-in and select "Author Centre".

3.2. Submitting Your Manuscript

- After you have logged into your 'Author Centre', submit your manuscript by clicking the submission link under 'Author Resources'.
- Enter data and answer questions as appropriate. You may copy and paste directly from your manuscript and you may upload your pre-prepared covering letter.
- Click the 'Next' button on each screen to save your work and advance to the next screen.
- You are required to upload your files.
- Click on the 'Browse' button and locate the file on your computer.
- Select the designation of each file in the drop down next to the Browse button.
- When you have selected all files you wish to upload, click the 'Upload Files' button.
- Review your submission (in HTML and PDF format) before completing your submission by sending it to the Journal. Click the 'Submit' button when you are finished reviewing.

3.3. Manuscript Files Accepted

Manuscripts should be written in British English and uploaded as Word (.doc) or Rich Text Format (.rft) files (not write-protected) plus separate figure files. GIF, JPEG, PICT or Bitmap files are acceptable for submission, but only high-resolution TIF or EPS files are suitable for printing. The files will be automatically converted to HTML and PDF on upload and will be used for the review process. The text file must contain the entire manuscript including title page, abstract, text, references, tables, and figure legends, but no embedded figures. In the text file, please reference figures as for instance 'Figure 1', 'Figure ' etc to match the tag name you choose for all individual figure files uploaded. Manuscripts should be formatted as described in the Author Guidelines below. Please note that any manuscripts uploaded as Word 2007 (.docx) will be automatically rejected. Please save any .docx file as .doc before uploading.

3.4. Blinded Review

All manuscripts submitted to Journal of Oral Rehabilitation will be reviewed by two experts in the field. *Journal of Oral Rehabilitation* uses single blinded review. The names of the reviewers will thus not be disclosed to the author submitting a paper.

3.5 Suggest a Reviewer

Journal of Oral Rehabilitation attempts to keep the review process as short as possible to enable rapid publication of new scientific data. In order to facilitate this process, please suggest the names and current email addresses of 2 potential referees of international standing whom you consider capable of reviewing your manuscript. In addition to your choice the journal editor may choose one or two reviewers as well.

Your manuscript will be returned to your Author Centre if you fail to observe this requirement.

3.6. Suspension of Submission Mid-way in the Submission Process

You may suspend a submission at any phase before clicking the 'Submit' button and save it to submit later. The manuscript can then be located under 'Unsubmitted Manuscripts' and you can click on 'Continue Submission' to continue your submission when you choose to.

3.7. E-mail Confirmation of Submission

After submission you will receive an e-mail to confirm receipt of your manuscript. If you do not receive the confirmation e-mail after 24 hours, please check your e-mail address carefully in the system. If the e-mail address is correct please contact your IT department. The error may be caused by some sort of spam filtering on your e-mail server. Also, the e-mails should be received if the IT department adds our e-mail server (uranus.scholarone.com) to their whitelist.

3.8. Manuscript Status

You can access ScholarOne Manuscripts (formerly known as Manuscript Central) any time to check your 'Author Centre', your mails in the 'Audit Trail' as well as the status of your manuscript. The Journal will inform you by e-mail once a decision has been made.

3.9. Submission of Revised Manuscripts

Revised manuscripts must be uploaded within 3 months of authors being notified of conditional acceptance pending satisfactory revision. Locate your manuscript under 'Manuscripts with Decisions' and click on 'Submit a Revision'. Please remember to delete any old files uploaded when you upload your revised manuscript. Please also remember to upload your manuscript document separate from your title page.

4. MANUSCRIPT TYPES ACCEPTED

The editorial policy of the *Journal of Oral Rehabilitation* is to encourage the publication of evidence-based research articles related to clinical oral rehabilitation and physiology. JOR also publishes to a lesser extent, original research articles within the more basic aspects of oral rehabilitation, e.g. in vitro and laboratory studies.

Original Research Articles: must describe novel and significant observations and provide sufficient detail so that the findings can be critically evaluated and, if necessary, repeated.

Reviews: proposals for these are welcome; please contact Ole Fejerskov: E-mail: jor@odont.au.dk Review proposals should include a full-page summary of the proposed contents with key references. Reviews are selected for their broad general interest; all are refereed by experts in the field who are asked to comment on issues such as timeliness, general interest and balanced treatment of controversies, as well as on scientific accuracy. Reviews should take a broad view of the field rather than merely summarizing the authors own previous work, so extensive citation of the authors own publications is discouraged.

Case Reports: Authors are invited to submit case reports on clinical topics of relevance to the aim and scope of the *Journal of Oral Rehabilitation*. The reports should be around 2000 words and follow the general author guidelines of the *Journal of Oral Rehabilitation*. The editorial team will consider case reports on pertinent topics, and make immediate decisions after submission. Whilst unique clinical cases are welcomed problems of more general importance to oral rehabilitation can also be addressed. Such case stories might question traditional concepts or introduce new clinical protocols or techniques. They may be followed by commentaries, or a review on state of art of the clinical problem addressed in the case report. Concise literature relevant to the case should be included. Figures, where necessary, should be targeted to illustrate the text, but should be limited in number.

Commentaries: are opinion pieces on topics of general interest to the dental community. They need not be confined to purely scientific topics; policy issues and educational and social implications may also be covered.

5. MANUSCRIPT FORMAT AND STRUCTURE

5.1. Format

Language: The language of publication is British English. Authors for whom English is a second language must have their manuscript professionally edited by an English speaking person before submission to make sure the English is of high quality. A list of independent suppliers of editing services can be found at http://authorservices.wiley.com/bauthor/english_language.asp. All services are paid for and arranged by the author, and use of one of these services does not guarantee acceptance or preference for publication.

Abbreviations, Symbols and Nomenclature: *Journal of Oral Rehabilitation* adheres to the conventions outlined in *Units, Symbols and Abbreviations: A Guide for Medical and Scientific Editors and Authors*. Non-standard abbreviations must be used three or more times and written out completely in the text when first used.

5.2. Structure

All manuscripts submitted to the *Journal of Oral Rehabilitation* should include: Title page, abstract, main text, acknowledgements, references and tables, figures and figure legends as appropriate.

Title: must be concise and contain no more than 100 characters including spaces. The title page should include a running title of no more than 50 characters; 5-10 key words, complete names of institutions for each author, and the name, address, telephone number, fax number and e-mail address for the corresponding author. The title page should also include the date of submission (or revision/resubmission).

Abstract: should be 250 words in length and not contain abbreviations. References must be cited in full.

Main Text of Original Research Articles should include Introduction, Materials and Methods, Results and Discussions.

Introduction: should be focused, outlining the historical or logical origins of the study and not summarise the results; exhaustive literature reviews are not appropriate.

Materials and Methods: must contain sufficient detail such that, in combination with the references cited, all experiments reported can be fully reproduced. As a condition of publication, authors are required to make materials and methods used freely available to academic researchers for their own use. This includes antibodies and the constructs used to make transgenic animals, although not the animals themselves. Papers reporting protein or DNA sequences and crystallographic structure determinations will not be accepted without a Genbank or Brookhaven accession number, respectively. Other supporting data sets must be made available on the publication date from the authors directly.

(i) *Experimental Subjects*: When human subjects are used, manuscripts must be accompanied by a statement that the experiments were undertaken with the understanding and written consent of each subject. Authors should be aware of the Code of Ethics of the World Medical Association (Declaration of Helsinki), which has been printed in the *British Medical Journal* (18 July 1964).

When experimental animals are used the methods section must clearly indicate that adequate measures were taken to minimise pain or discomfort. Experiments should be carried out in accordance with the Guidelines laid down by the National Institute of Health (NIH) in the USA regarding the care and use of animals for experimental procedures or with the European Communities Council Directive of 24 November 1986 (86/609/EEC).

All studies using human or animal subjects should include an explicit statement in the Material and Methods section identifying the review and approval committee for each study, if applicable.

The Editor in Chief reserves the right to reject papers if there is doubt as to whether appropriate procedures have been used.

(ii) *Suppliers*: Suppliers of materials should be named and, with the exception of well-known suppliers, such as Straumann, Colgate and Biocare, their location (town, state/county, country) included.

Results: should present the observations with minimal reference to earlier literature or to possible interpretations.

Discussion: may usefully start with a brief summary of the major findings, but repetition of parts of the abstract or of the results section should be avoided.

Main Text of Reviews and Case Reports: need not follow the usual divisions of original research articles, but should contain appropriate headings and subheadings.

Acknowledgements: should follow the References. *Journal of Oral Rehabilitation* requires that all sources of institutional, private and corporate financial support for the work within the manuscript must be fully acknowledged, and any potential conflicts of interest noted. Grant or contribution numbers may be acknowledged, and principal grant holders should be listed. Acknowledgments should be brief and should not include thanks to anonymous referees and editors.

5.3. References

References should be numbered consecutively in the order in which they are first mentioned in the text. Identify references in text, tables, and legends by Arabic numerals in parentheses. References cited only in tables or figure legends should be numbered in accordance with the sequence established by the first identification in the text of the particular table or figure.

Use the style of the examples below, which are based on the formats used by the NLM in Index Medicus. The titles of journals should be abbreviated according to the style used in Index Medicus. Consult the List of Journals Indexed in Index Medicus, published annually as a separate publication by the library and as a list in the January issue of Index Medicus. The list can also be obtained through the library's web site (www.nlm.nih.gov).

Journals

Lobbezoo F, van der Zaag J, Naeije M. Bruxism: its multiple causes and its effects on dental implants - an updated review. J Oral Rehabil. 2006; 33: 293-300

(If more than six authors please list the first six authors followed by et al.):

Takata Y, Ansai T, Awano S, Fukuhara M, Sonoki K, Wakisaka M et al. Chewing ability and quality of life in an 80-year-old population. J Oral Rehabil. 2006; 33: 330-334

Books:

Fejerskov O, Kidd E. (eds) Dental caries: The Disease and its Clinical Management. Copenhagen: Blackwell Munksgaard; 2003.

We recommend the use of a tool such as [EndNote](#) or [Reference Manager](#) for reference management and formatting. EndNote reference styles can be searched for here: www.endnote.com/support/enstyles.asp. Reference Manager reference styles can be searched for here: www.refman.com/support/rmstyles.asp

5.4. Tables, Figures and Figure Legends

Tables: should be double-spaced with no vertical rulings, with a single bold ruling beneath the column titles. Units of measurements must be included in the column title.

Figures: All figures should be planned to fit within either 1 column width (8.0 cm), 1.5 column widths (13.0 cm) or 2 column widths (17.0 cm). Lettering on figures should be in a clear, sans serif typeface (e.g. Helvetica); if possible, the same typeface should be used for all figures in a paper. After reduction for publication, upper-case text and numbers should be at least 1.5-2.0 mm high (10 point Helvetica). After reduction symbols should be at least 2.0-3.0 mm high (10 point). In general, multi-part figures should be arranged as they would appear in the final version. Any special requirements (such as the separation distance of stereo pairs) should be clearly specified.

Unnecessary figures and parts (panels) of figures should be avoided: data presented in small tables or histograms, for instance, can generally be stated briefly in the text instead. Figures should not contain more than one panel unless the parts are logically connected; each panel of a multipart figure should be sized so that the whole figure can be reduced by the same amount and reproduced on the printed page at the smallest size at which essential details are visible.

The vertical axis of histograms should not be truncated to exaggerate small differences. The line spacing should be wide enough to remain clear on reduction to the minimum acceptable printed size.

Figures divided into parts should be labeled with a lower-case, boldface, roman letter, a, b, and so on, in the same typesize as used elsewhere in the figure. Lettering in figures should be in lower-case type, with the first letter capitalized. Units should have a single space between the number and the unit, and follow SI nomenclature or the nomenclature common to a particular field. Thousands should be separated by thin spaces (1 000). Unusual units or abbreviations should be spelled out in full or defined in the legend. Scale bars should be used rather than magnification factors, with the length of the bar defined in the legend rather than on the bar itself. In general, visual cues (on the figures themselves) are preferred to verbal explanations in the legend (e.g. broken line, open red triangles etc.)

Preparation of Electronic Figures for Publication: Although low quality images are adequate for review purposes, print publication requires high quality images to prevent the final product being blurred or fuzzy. Submit EPS (lineart) or TIFF (halftone/photographs) files only. MS PowerPoint and Word Graphics are unsuitable for printed pictures. Do not use pixel-oriented programmes. Scans (TIFF only) should have a resolution of 300 dpi (halftone) or 600 to 1200 dpi (line drawings) in relation to the reproduction size (see below). Please submit the data for figures in black and white or submit a colourwork agreement form. EPS files should be saved with fonts embedded (and with a TIFF preview if possible).

For scanned images, the scanning resolution (at final image size) should be as follows to ensure good reproduction: lineart: >600 dpi; half-tones (including gel photographs): >300 dpi; figures containing both halftone and line images: >600 dpi.

Further information can be obtained at Blackwell Publishing's guidelines for figures: <http://authorservices.wiley.com/bauthor/illustration.asp>

Permissions: If all or part of previously published illustrations are to be used, permission must be obtained from the copyright holder concerned. In most cases, this will be the original publisher of the material. It is the author's responsibility to obtain these in writing and provide copies to the Publishers.

Colour Charges: It is the policy of the *Journal of Oral Rehabilitation* for authors to pay the full cost for the reproduction of their colour artwork. Therefore, please note that if there is colour artwork in your manuscript when it is accepted for publication, Blackwell Publishing require you to complete and return a [Colour Work Agreement Form](#) before your paper can be published. The Colour Work Agreement Form should be returned to the Production Editor, Karen Zafaralla, at Wiley Services Singapore, 600 North Bridge Road, 05-01 Parkview Square, Singapore 188778. Any article received by Blackwell Publishing with colour work will not be published until the form has been returned. If you are unable to access the internet, or are unable to download the form, please contact Karen Zafaralla, the Production Editor of *Journal of Oral Rehabilitation* (e-mail: jor@wiley.com).

Figure Legends: should be a separate section of the manuscript, and should begin with a brief title for the whole figure and continue with a short description of each panel and the symbols used; they should not contain any details of methods.

5.5. Supporting Information

Publication in electronic formats has created opportunities for adding details or whole sections in the electronic version only. Authors need to work closely with the editors in developing or using such new publication formats.

Supporting Information, such as data sets or additional figures or tables, that will not be published in the print edition of the journal, but which will be viewable via the online edition, can be submitted.

It should be clearly stated at the time of submission that the Supporting Information is intended to be made available through the online edition. If the size or format of the Supporting Information is such that it cannot be accommodated on the journal's Web site, the author agrees to make the Supporting Information available free of charge on a permanent Web site, to which links will be set up from the journal's website. The author must advise Blackwell Publishing if the URL of the website where the Supporting Information is located changes. The content of the Supporting Information must not be altered after the paper has been accepted for publication.

The availability of Supporting Information should be indicated in the main manuscript by a paragraph, to appear after the References, headed 'Supporting Information' and providing titles of figures, tables, etc. In order to protect reviewer anonymity, material posted on the authors Web site cannot be reviewed. The Supporting Information is an integral part of the article and will be reviewed accordingly.

ANEXO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Seleção e preparo inicial dos dentes

Sessenta incisivos centrais superiores humanos hígidos foram obtidos do banco de dentes da Pontifícia Universidade Católica do Paraná após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (n. 545/07). Após a remoção dos restos gengivais com curetas periodontais, as coroas foram limpas com escovas e os ápices selados com guta percha. Os dentes foram mantidos em solução de Cloramina T 0,5% sob refrigeração a 4°C por um período de três meses.

A medição das coroas dos dentes foi realizada com um paquímetro digital de precisão (CD6 CS, Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japão). Foram obtidos o comprimento (10,76 mm $\pm$ 0,13 mm) e a largura (8,61 mm $\pm$ 0,08 mm) média dos dentes. O teste de Levene revelou não haver diferença estatisticamente significativa entre as medidas dos dentes ($p > 0,05$). Os dentes foram então divididos aleatoriamente em quatro grupos de 15 (tabela 1). Após o teste de Kolmogorov-Smirnov, constatou-se haver uma normalidade dos dados.

As raízes dentárias foram incluídas em acrílico autopolimerizável (JET Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil) circundadas por cilindros de PVC. Antes da polimerização total da resina, os dentes foram removidos e as raízes envoltas em uma película de poliéster (Impregum, 3M/Espe, Seefeld, Alemanha) simulando o ligamento periodontal. Em seguida, as raízes foram novamente inseridas na resina até a polimerização final. As espessuras das lâminas de poliéster foram aferidas com um especímetro (Esp-0929, Jon Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) e apresentaram espessura de 0,20 mm. As raízes foram fixadas com o longo eixo perpendicular à base do bloco, 2 mm aquém da junção cimento-esmalte, usando uma matriz metálica como referência. Em seguida, os dentes foram moldados com silicone por adição de alta densidade (Elite HD, Zermack, Marl, Alemanha) para a orientação e controle da espessura do desgaste dentário durante os preparos.

Preparos Dentários

O grupo I foi utilizado como controle consistindo de dentes hígidos sem preparo e sem laminados cerâmicos. Para os dentes dos grupos experimentais foram feitos preparos com uma ponta diamantada esférica (n.1014, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), pontas de desgaste rápido (n. 4141, 4142, KG Sorensen, São

Paulo, SP, Brasil) e ponta tronco-cônica (n. 4138, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil). Os espécimes foram preparados sob irrigação constante de água em alta rotação (MRS, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). O preparo iniciou-se na região cervical por meio de uma canaleta de orientação, com metade da ponta ativa da ponta diamantada esférica. Em seguida, foram feitos sulcos horizontais de orientação de 0,5 mm de profundidade com a ponta diamantada de desgaste rápido (n. 4142, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) na face vestibular. Após o nivelamento com a ponta tronco-cônica (n. 4138, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), o desgaste da borda incisal foi feito de forma plana de 1 mm de profundidade. Para os espécimes dos grupos III e IV, foram feitos ainda o desgaste vestibular com as pontas de desgaste rápido de 0,3 mm e 0,5 mm (n.s 4141 e 4142 KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil), respectivamente. Os sulcos foram nivelados com a ponta tronco-cônica para se obter a profundidade de preparo de 0,8 mm no grupo III e 1,0 mm no grupo IV. O término cervical do preparo ficou a 0,5 mm aquém da junção cimento-esmalte. As pontas diamantadas foram trocadas a cada cinco preparos.

Após o término do preparo, o acabamento foi feito com pontas diamantadas tronco-cônicas de extremo arredondado de granulação fina (n. 4137F, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) em caneta de alta rotação com redutor de velocidade (Kavo, Joinville, SC, Brasil). Em seguida, foram utilizadas borrachas de silicone para polimento (Astropol, Ivoclar/Vivadent, São Paulo, SP, Brasil) para se obter maior lisura dos preparos. Os preparos foram avaliados com uma sonda milimetrada e observados sob microscópio óptico com 10 × de aumento.

Confeção dos laminados cerâmicos

Moldagens com silicone por adição de alta densidade (EliteHD, Zermack, Marl, Alemanha) foram feitas para obtenção dos modelos mestres e troqueis em gesso tipo V (Exadur, Polidental, São Paulo, SP, Brasil) para a fabricação dos laminados cerâmicos. Os laminados à base de dissilicato de lítio n. 500 (IPS Empress 2, Ivoclar/Vivadent Inc., Schaan, Alemanha) foram confeccionados de acordo com as instruções do fabricante, em temperatura de 700°C – 915°C, durante o tempo de 3 min. em um forno (EP 600, Ivoclar/Vivadent Inc., Schaan, Alemanha).

As espessuras dos laminados foram padronizadas de acordo com cada grupo, usando uma matriz de silicone rígida (Placa Soft Cristal, Bioart Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil) com uma perfuração com a espessura a ser usada para cada desgaste do dente, ou seja, a base do laminado cerâmico com 0,3

mm para os espécimes com 0,5 mm de desgaste vestibular. Para o espécime com 0,8 mm de desgaste vestibular a base cerâmica apresentou espessura de 0,6 mm e para os espécimes com 1,0 mm a base cerâmica apresentou espessura de 0,8 mm. Em seguida, o restante do preparo vestibular do espécime foi encerado mantendo-se a mesma espessura conferida pela placa de silicone. Confeccionada a base da cerâmica, a cerâmica de cobertura (Eris, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha) foi aplicada, polida, e novamente conferida a espessura com um paquímetro digital (CD6 CS, Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japão), apresentando para todos os espécimes a espessura de 0,2 mm, completando-se assim o total do laminado de acordo com cada grupo.

Tratamento e cimentação dos laminados cerâmicos

Os laminados cerâmicos foram condicionados com ácido fluorídrico 10% (CondAC Porcelana, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha) durante 20 segundos. Lavados com água destilada em uma cuba ultra-sônica (Thornton T7, Unique Ind e Com. de Produtos Eletrônicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil) durante 3 minutos, e, em seguida, secos com jatos de ar e silanizados (Monobond S, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha), durante 1 min.

Os dentes foram condicionados com ácido fosfórico iniciando pelo esmalte e após na dentina por 15 s (37% Phosphoric acid, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha), lavados com jatos de ar/água e secos com papéis absorventes estéreis. Em seguida, o sistema adesivo (Excite DSC Soft TouchTM Single Dose, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha) foi aplicado com o aplicador descartável do próprio sistema.

Os laminados foram cimentados aos dentes com o cimento dual de baixa viscosidade (Variolink II, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Alemanha), ativando-o com luz halógena com 600 mW/cm² de irradiância (Kerr Demetron Optilux, Orange, EUA) durante 60 s na face vestibular e 60 s na face palatina dos dentes. O aparelho foi aferido com um radiômetro (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil). O polimento final foi feito usando borrachas e pontas de silicone (Astropol, Ivoclar/Vivadent, São Paulo, SP, Brasil) e pasta diamantada (Diamond Excel, FGM, Joinville, SC, Brasil).

Testes de termociclagem e fadiga mecânica

Todos os espécimes foram submetidos à teste de termociclagem com a temperatura variando de 5°C a 55°C, com um intervalo entre temperaturas de 15 s, totalizando 5.500 ciclos (MSCT 3, Elquip, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). O teste de fadiga foi realizado em frequência cíclica de 1,3 Hz, carga incisal de 40 N,

utilizando uma mola # 2, num total de 50.0000 ciclos (MSFM, Elquip, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) em um simulador mastigatório.

Teste de força de fratura

Os espécimes foram submetidos ao teste de força de fratura em uma máquina de teste universal (DL 500, EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). Os espécimes foram fixados na posição vertical e a carga aplicada no ponto central da borda incisiva por meio de uma ponta metálica de 10 mm de diâmetro. A velocidade foi constante de 0,5 mm/min até que a fratura ocorresse. O valor da força de fratura foi registrado para cada dente de cada grupo em Kgf e depois transformado em Newtons (N).

Microscopia eletrônica de varredura

Todos os espécimes foram analisados sob MEV (EDAX, Philips) sob aumento de 10X, após as metalizações dos espécimes (SCD 030, Balzers Union, FI, USA).

Análise estatística dos dados

As análises estatísticas foram realizadas através do software SPSS 15.0 (SPSS Inc, Chicago, USA).



Fig. 1a e 1b. Medição da distância M-D e I-C dos dentes. (CD6 CS, Mitutoyo Coop, Kanagawa, Japão)

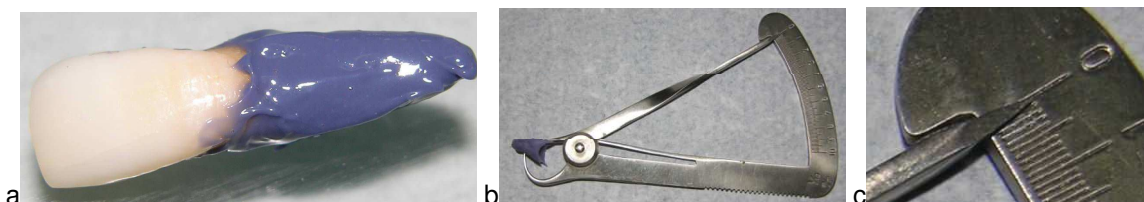


Fig. 2a. Raiz dentária envolta em poliéter (Impregum, 3M/Espe, Seefeld, Alemanha). Fig. 2b Medição do poliéter com o especímetro (Esp-0929, Jon Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil). Fig. 2c. Visão ampliada da medição (0,2 mm).

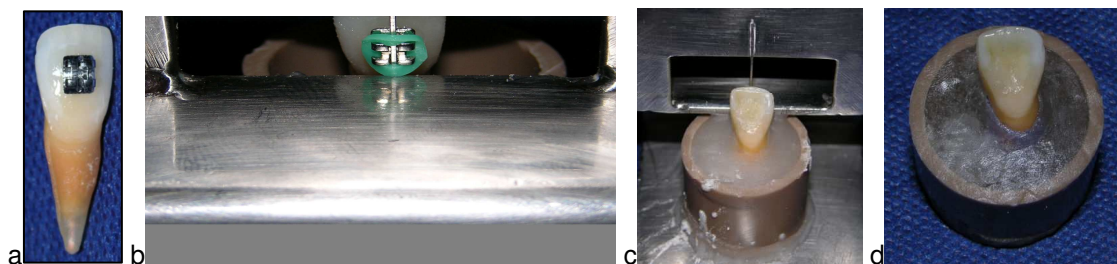


Fig. 3a. Bracket fixo ao dente. 3b. Matriz de alumínio para fixação do dente paralelo ao bloco de PVC. Fig.3c. Dente inserido na resina acrílica (JET Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP, Brasil). Fig. 3d. Conjunto dente/bloco de PVC, inserido na resina acrílica já com a película de poliéster (Impregum, 3M/Espe, Seefeld, Alemanha).

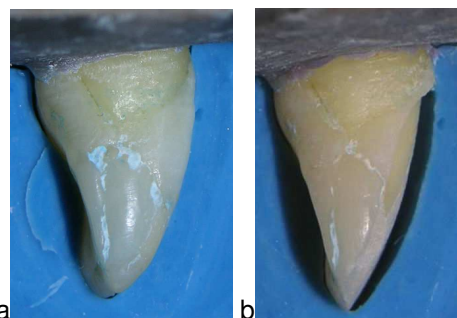


Fig. 4a e 4b. Guia de silicone por adição (Elite HD, Zermack, Marl, Alemanha) antes e após o preparo dental.

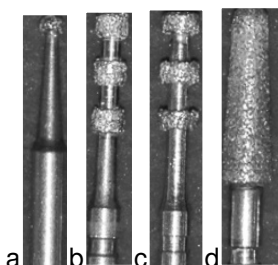


Fig. 5a, 5b, 5c, e 5d. Pontas diamantadas para preparo ns. 1014, 4141, 4142 e 4138 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil).

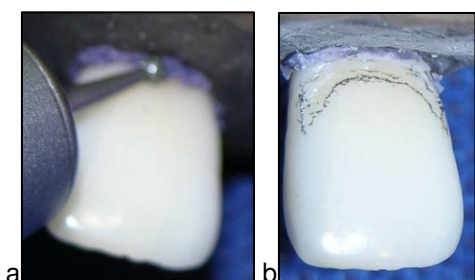


Fig. 6a e 6b. Sequência do Preparo (ponta diamantada n.1014 KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil).

ERROR: ioerror
OFFENDING COMMAND: image

STACK:

-mark-
-savelevel-