STÉPHANIE SOARES FAVERO

**Efeito do material no comportamento mecânico de
laminados cerâmicos ultrafinos**

São Paulo

2016

STÉPHANIE SOARES FAVERO

**Efeito do material no comportamento mecânico de
laminados cerâmicos ultrafinos**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia (Biomateriais e Biologia Oral) para obter o título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Favero, Stéphanie Soares.

Efeito do material no comportamento mecânico de laminados cerâmicos ultrafinos / Stéphanie Soares Favero ; orientador Paulo Francisco Cesar. -- São Paulo, 2016.

72 p. : ilus., tab.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Laminados ultrafinos. 2. Cerâmicas odontológicas. 3. Ciclagem mecânica. 4. CAD-CAM. 5. Dissilicato de lítio. 6. Porcelana. I. Cesar, Paulo Francisco. II. Título.

Favero SS. Efeito do material no comportamento mecânico de laminados cerâmicos ultrafinos. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: 04/04/2016

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico essa realização àquelas pessoas que me apoiaram incondicionalmente nessa jornada, eu amo vocês!

Artur, aquele que está ao meu lado em todo e qualquer momento, meu melhor amigo, meu companheiro, meu amor. Obrigada por toda compreensão, apoio e paciência comigo.

Mãe, dedico mais essa vitória a você! Meu exemplo de vida, caráter e personalidade. Você é a minha inspiração. Espero sempre ser motivo de orgulho para você.

Pai, meu herói! Obrigada por toda dedicação e ensinamentos. Sua disposição em sempre me ajudar dá-me forças para seguir em frente.

Giovanna, minha metade, minha irmãzinha. Dedico minhas vitórias a você por sempre acreditar em mim e apoiar-me em tudo. O meu amor por você transcende vidas.

Vó Cida, a saudade da senhora é infinita, mas de onde estiver, obrigada por me guiar pelos caminhos certos.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar**, por me aceitar junto ao seu grupo de pesquisa e por acreditar em meu potencial como aluna de pós graduação. Eu aprendi e amadureci muito trabalhando ao seu lado. Agradeço por todas as oportunidades e tempo dedicado a mim.

Ao meu querido amigo **Erick de Lima**, por todo aprendizado que me proporcionou, por todas as horas e horas gastas me ensinando e explicando cada detalhe com toda a paciência do mundo, desde a minha primeira iniciação científica até o último minuto do mestrado.

À minha “irmã siamesa” de mestrado **Kelli Nunes Monteiro**, por todas as gargalhadas, piadinhas internas e caronas divertidas para casa. Obrigada por ouvir meus lamentos, frustrações e choros, seus conselhos foram essenciais para que eu pudesse enfrentar essa trajetória. Agradeço por ter encontrado uma amiga.

Ao amigo **Lucas Hian da Silva**, primeiramente por sempre ser o salvador nas horas de pânico! Obrigada por sempre me incentivar e por acreditar no meu potencial, pela paciência e disposição em sempre discutir e esclarecer todas as minhas dúvidas. Admiro sua inteligência e dedicação.

Aos irmãos de pós graduação **Karen Akemi Fukushima, Ranulfo Miranda e Susana Maria Salazar Marocho**, por toda ajuda durante essa caminhada e pelas horas de descontração.

Ao **Prof. Dr. Carlos Eduardo Franci**, pelas oportunidades, colaboração e por todo conhecimento transmitido durante o desenvolvimento deste estudo. Muito obrigada pela sua paciência e ajuda.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Saavedra**, por toda gentileza, dedicação e tempo despendido em me ajudar e ensinar sobre as lentes de contato. Muito obrigada pela sua disposição e paciência.

Aos Professores do Departamento de Biologia Oral e Biomateriais Dentários da FOU SP, **Alyne Simões Gonçalves, Antônio Muench, Carlos Eduardo Francci, Fernando Neves Nogueira, Igor Studart Medeiros, Josete Barbosa Cruz Meira, Leonardo Elloy Rodrigues Filho, Paulo Eduardo Capel Cardoso, Rafael Yagüe Ballester, Roberto Ruggiero Braga, Rosa Miranda Grande, Victor Elias Arana-Chavez e Walter Gomes Miranda Jr.**, por tudo que acrescentaram para meu desenvolvimento profissional.

À todos os amigos da pós graduação pela ótima convivência durante o curso. Muito obrigada **Alexander, Bruno, Ezequias, Ivete, Livia, Mariel, Mariana e Pedro**.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários, **Rosa Cristina Nogueira, Antônio Carlos Lascala e Elidamar Bastos**, por todo auxílio durante o desenvolvimento desse trabalho.

À toda minha família, por todo apoio, amor e carinho. Registro minha eterna gratidão à minha madrinha, **Eliane Soares Calsavara** por cuidar de mim e ser minha segunda mãe.

Às minhas amadas amigas **Bianca Glerean Peters, Carolina Ferreira, Carolina Mayumi Ramirez, Marianna Serrano Fernandez Plubins, Mily Itice Ebina e Thais Cordeschi**, vocês são as melhores amigas que eu podia sonhar, minha família de coração. Obrigada por estarem ao meu lado sempre!

À amiga **Glauci Elaine Damasio Fidelis** do SDO/FOUSP, pela gentileza e por toda ajuda na correção dessa dissertação, além dos lanches da tarde quando eu ainda era funcionária da biblioteca e aluna de iniciação científica.

*“Não ande apenas pelo caminho traçado, pois ele conduz
somente até onde os outros já foram.”*

Alexander Graham Bell

RESUMO

Favero SS. Efeito do material no comportamento mecânico de laminados cerâmicos ultrafinos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

Objetivos: (1) determinar a carga de fratura e o modo de falha de laminados cerâmicos ultrafinos processados via CAD-CAM em função da microestrutura do material (vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio ou porcelana à base de leucita); (2) desenvolver metodologia de ciclagem mecânica para determinar o tempo de vida e o modo de falha de laminados cerâmicos ultrafinos processados via CAD-CAM. **Materiais e métodos:** dezesseis dentes humanos, incisivos centrais superiores, foram utilizados para confecção dos espécimes. Os dentes sofreram mínimo preparo, em esmalte, para adequada adaptação dos laminados cerâmicos ultrafinos. Os laminados de dissilicato de lítio e de porcelana foram confeccionados via CAD-CAM e cimentados com cimento resinoso sobre os dentes. Quatro espécimes de cada grupo foram levados à máquina de ensaios universal para determinação da carga de fratura dos laminados. Para o desenvolvimento de metodologia para determinação do tempo de vida dos laminados, uma série de testes piloto foi realizada, utilizando-se diferentes parâmetros como: tipo de antagonista (dentes naturais ou roletes metálicos), carga aplicada (20, 30 ou 40 N) e esquema de ciclo mastigatório (incisão ou deslizamento). Os padrões de falha dos laminados foram analisados em um estereomicroscópio, e os resultados obtidos no ensaio de carga de fratura foram analisados por ANOVA e teste de Tukey. **Resultados:** o valor médio obtido de carga de fratura para o dissilicato de lítio foi de $431,8 \pm 217,9$ N, enquanto que para a porcelana foi de $454,4 \pm 72,1$ N. Não houve diferença estatística entre os valores de carga de fratura encontrados, porém, o desvio padrão e o coeficiente de variação da vitrocerâmica foram muito superiores em relação aos da porcelana. Houve diferença no modo de falha dos materiais testados, sendo que a porcelana apresentou um maior número de falha por lascamento e o dissilicato de lítio apresentou maior quantidade de falha da estrutura dental. Na ciclagem mecânica, para cada condição testada, uma resposta diferente foi obtida. No tipo de ciclo incisão, os antagonistas (dente natural) fraturaram quando as cargas de 30 N e 40 N foram aplicadas. No tipo de ciclo deslizamento, o antagonista (dente natural) sofreu desgaste da borda incisal com carga de 30 N.

Para o antagonista rolete metálico, quando a carga de 30 N foi aplicada ocorreu fratura do laminado, e quando aplicada a carga de 20 N, houve desgaste excessivo do rolete metálico. **Conclusão:** (1) o material utilizado não afetou a carga de fratura dos laminados cerâmicos ultrafinos quando o teste estático foi utilizado. Entretanto, o modo de falha foi significativamente diferente, sendo que a porcelana sofreu mais lascamentos do que o dissilicato de lítio; o qual, por sua vez, apresentou a maioria das falhas relacionadas à estrutura dental. (2) Não foi possível determinar uma combinação de parâmetros de ciclagem mecânica que permitisse a determinação dos parâmetros de fadiga para laminados cerâmicos ultrafinos, já que o número máximo de ciclos alcançados foi de 536.818 ciclos. Dessa forma, estudos futuros precisam ser realizados para que uma metodologia apropriada permita determinar parâmetros de fadiga clinicamente relevantes para laminados cerâmicos ultrafinos em dentes anteriores.

Palavras-chave: Laminados ultrafinos. Cerâmicas odontológicas. Ciclagem mecânica. CAD-CAM. Dissilicato de lítio. Porcelana.

ABSTRACT

Favero SS. The effect of the material on the mechanical behaviour of the ultrathin ceramic laminates [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

Objectives: (1) to determine the fracture load and the failure mode of the ultra-thin ceramic laminates processed via CAD-CAM according to the microstructure of the material (lithium disilicate-based glass-ceramic or leucite-based porcelain); (2) to develop a fatigue methodology capable of determining the lifetime of ultra-thin ceramic laminates processed via CAD-CAM. **Materials and methods:** sixteen human maxillary central incisors were used to produce the specimens. The teeth required minimal preparation on the enamel for proper adaptation of the ultra-thin ceramic laminates. Ceramic laminates made of lithium disilicate and feldspathic porcelain with thicknesses between 0.3 mm to 0.5 mm were produced via CAD-CAM and cemented with resin cement. Four specimens of each group were taken to a universal testing machine to determine the fracture load of the laminates. For the development of a fatigue methodology, a series of pilot tests was performed using different parameters such as: type of antagonist (natural teeth or metal roller), applied load (20, 30 or 40 N), and type of masticatory cycle (incision or sliding). Failure modes were analysed using a stereomicroscope. Fracture load data were analysed by ANOVA and Tukey's test. **Results:** the mean fracture load obtained for the glass-ceramic was 431.8 ± 217.9 N, while that obtained for the porcelain was 454.4 ± 72.1 N. There was no statistical difference between the mean fracture load values; however, the standard deviation and the coefficient of the variation of the glass-ceramic were both higher than those obtained for the porcelain. There was also a difference in the failure modes for the two materials tested. The porcelain showed a higher number of fractures due to chipping and the lithium disilicate showed a higher number of tooth structure failure. The fatigue experiment showed different results depending on the condition analysed. In the incision cycle, the antagonists (natural tooth) fractured when loads of 30 N and 40 N were applied. In the slide type of cycle, the antagonist (natural tooth) suffered wear on the incisal edge after applying 30 N of load. For the metal roller antagonist, when a 30 N load was applied, the ceramic

laminate fractured, and when a 20 N load was applied, an excessive wear of the metal roller occurred. **Conclusion:** (1) The material used did not affect the fracture load of ultra-thin ceramic laminates when the static test was used. However, the failure mode was significantly different, as porcelain suffered more chipping than the lithium disilicate; which, in turn, showed most fails related to the tooth structure. (2) It was not possible to determine the combination of the mechanical cycling parameters that would allow the determination of fatigue parameters for ultra-thin ceramic laminates, since the maximum number of cycles reached was 536,818 cycles. In this way, future studies need to be carried out so that a clinically relevant methodology can be developed to determine the fatigue parameters of ultra-thin ceramic laminates in the anterior teeth.

Keywords: Ultrathin laminate. Dental ceramics. Mechanical cycling. CAD-CAM. Lithium disilicate. Porcelain.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Pico de força mensurado para incisivos e molares em função de três níveis de dureza de um silicone simulando a dureza do alimento	24
Figura 2.2 - Cristalização de duas fases dos blocos de dissilicato de lítio	27
Figura 4.1 - Em verde, regiões onde foram feitos desgastes nos dentes	32
Figura 4.2 - Modelo obtido com gesso especial para CAD-CAM acoplado à base do equipamento para escaneamento	33
Figura 4.3 - Imagem virtual do laminado cerâmico ultrafino no software do sistema Cerec	34
Figura 4.4 - Bloco para usinagem em sistema CAD-CAM IPS e.max CAD	34
Figura 4.5 - Bloco para usinagem em sistema CAD-CAM Vita Mark II	35
Figura 4.6 – Laminado cerâmico ultrafino IPS e.max CAD após cristalização em forno	35
Figura 4.7 - (a) Laminado cerâmico ultrafino e seu dente correspondente; (b) adaptação do laminado ao dente correspondente.....	36
Figura 4.8 - Condicionamento dos laminados cerâmicos ultrafinos com ácido fluorídrico	37
Figura 4.9 - Aplicação do agente silano na superfície interna do laminado cerâmico ultrafino.....	37

Figura 4.10 - (a) Aplicação do adesivo no elemento dental; (b) fotoativação do adesivo.....	38
Figura 4.11 - Aplicação de cimento resinoso na superfície interna do laminado cerâmico ultrafino	39
Figura 4.12 - Inclusão dos espécimes com resina acrílica incolor em tubos de PVC (a) vista frontal; (b) vista lateral	40
Figura 4.13 - Ilustração dos ângulos e inclinações da prescrição padrão de Andrews	40
Figura 4.14 - Espécime posicionado na máquina de ensaios universal	41
Figura 4.15 - Posicionamento dos espécimes na máquina simuladora da mastigação	42
Figura 4.16 - Esquema do ciclo mastigatório tipo incisão: (a) movimento descendente de 3 cm até a posição de MIC entre os incisivos; (b) aplicação da carga em MIC; e (c) 1 - deslizamento do dente antagonista na face palatina do incisivo superior até a posição de topo a topo, 2 - desocclusão dos dentes, 3 – movimento de retrusão do antagonista, e 4 – movimento ascendente do antagonista retornando à posição de MIC	43
Figura 4.17 - Esquema do ciclo mastigatório tipo deslizamento: (a) posição inicial em MIC; e (b) movimento de protrusão do incisivo inferior com deslocamento de 3 mm até a posição de topo a topo, e retorno à posição inicial em MIC.....	38
Figura 5.1 - Valor médio de carga de fratura em função do material estudado	41

Figura 5.2 - Imagens dos padrões de fratura dos laminados de dissilicato de lítio; (a) espécime 1: fratura da raiz dental; (b) espécime 2: lascamento do laminado cerâmico ultrafino; (c) espécime 3: descolamento e fratura do laminado cerâmico ultrafino; e (d) espécime 4: fratura da raiz dental	42
Figura 5.3 - Imagens dos padrões de fratura dos laminados de porcelana; (a) espécime 1: fratura e lascamento do laminado cerâmico ultrafino; (b) espécime 2: lascamento do laminado cerâmico ultrafino; (c) espécime 3: lascamento do laminado cerâmico ultrafino; e (d) espécime 4: fratura da coroa dental	43
Figura 5.4 - Imagens da superfície de fratura do espécime 2 de dissilicato de lítio (a) visão geral; (b) visão aproximada; (c) possível origem da falha	44
Figura 5.5 - (a) Visão geral das superfícies de fratura do espécime 3 de dissilicato de lítio; (b) visão aproximada da superfície de fratura do espécime 3; (c) terço mésio-incisal; (d) e (e) terço mésio-medial; (f) terço mésio-cervical	45
Figura 5.6 - Imagens da superfície de fratura do espécime 1 de porcelana; (a) visão geral e (b) visão aproximada	46
Figura 5.7 - Imagens da superfície de fratura do espécime 2 de porcelana; (a) visão geral e (b) visão aproximada	47
Figura 5.8 - Imagens da superfície de fratura do espécime 3 de porcelana; (a) visão geral e (b) visão aproximada	48
Figura 5.9 - Imagens dos padrões de falha obtidos na simuladora da mastigação; (a) e (b) fratura do dente antagonista; (c) desgaste do dente antagonista; (d) fratura do laminado cerâmico ultrafino; e (e) desgaste do rolete metálico.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Delineamento experimental	32
Tabela 4.2 – Condições de ciclagem mecânica testadas	45
Tabela 5.1 - Média dos valores de carga de fratura em Newtons com seus respectivos desvio padrão e coeficiente de variação (entre parênteses)	46
Tabela 5.2 - Número de ciclos até a fratura e padrão de fratura em função dos parâmetros usados na simuladora da mastigação	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD-CAM	Computer-aided design / Computer-aided manufacturing
LED	Light emitting diode
MIC	Máxima intercuspidação
PVC	Polyvinyl chloride

LISTA DE SÍMBOLOS

mm	milímetro
N	Newton
°C	graus Celsius
µm	micrômetro
MPa	Mega Pascal
mm ³	milímetro cúbico
°	graus
mm/min	milímetros por minuto
cm	centímetro
Kg	Kilograma
Hz	Hertz

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1 Fisiologia da mastigação na região de dentes incisivos	22
2.2 Facetas convencionais <i>versus</i> lentes de contato	25
2.3 Blocos para CAD-CAM de dissilicato de lítio <i>versus</i> porcelana	26
2.4 Fadiga em materiais cerâmicos	28
3 OBJETIVOS	30
4 MATERIAIS E MÉTODOS	31
4.1 Materiais	31
4.2 Métodos	31
4.2.1 <i>Confecção dos espécimes</i>	31
4.2.2 <i>Preparo dos dentes para laminados cerâmicos ultrafinos</i>	32
4.2.3 <i>Produção dos laminados cerâmicos ultrafinos</i>	33
4.2.4 <i>Cimentação dos laminados cerâmicos ultrafinos</i>	36
4.2.5 <i>Ensaio para determinação da carga de fratura dos laminados cerâmicos ultrafinos cimentados sobre os dentes</i>	39
4.2.6 <i>Desenvolvimento de metodologia para determinação do tempo de vida dos laminados cerâmicos ultrafinos cimentados sobre os dentes</i>	41
4.2.7 <i>Análise fractográfica</i>	45
4.2.8 <i>Análise dos resultados</i>	45
5 RESULTADOS	46
5.1 Carga de fratura	46
5.2 Fractografia	47
5.3 Determinação do tempo de vida	55
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÕES	62
REFERÊNCIAS	63
ANEXOS	70

1 INTRODUÇÃO

As restaurações estéticas de dentes anteriores são consideradas um dos maiores desafios na Odontologia restauradora e os materiais cerâmicos são os materiais que melhor imitam a aparência do dente humano (1). Recentes avanços em métodos de processamento cerâmico tem simplificado o trabalho do técnico em prótese dentária e permitiram um maior controle da qualidade das restaurações cerâmicas, o que proporcionou o aumento de sua confiabilidade mecânica. Como resultado, a proporção de tratamentos restauradores usando próteses totalmente cerâmicas aumentou significativamente (2).

Os laminados ultrafinos, também conhecidos como “lentes de contato”, são uma opção cada vez mais popular para solucionar problemas estéticos envolvendo morfologia, pequenas alterações de cor, tamanho e posicionamento dos dentes anteriores (3). Essas lâminas cerâmicas tem grande apelo estético e apresentam a grande vantagem da preservação da estrutura dentária (4). Essa técnica restauradora vem difundindo-se em larga escala por não causar grandes desgastes aos tecidos dentais, sendo que em alguns casos nenhum preparo do dente é necessário (5). Nos casos em que é preciso realizar desgaste, o preparo dental é mínimo, resultando em lâminas cerâmicas com 0,3 a 0,8 mm de espessura (6).

Uma das grandes vantagens dessa técnica é a possibilidade da preservação dos tecidos dentários devido ao fato das cerâmicas utilizadas nesse tipo de tratamento fornecerem excelente resultado estético em espessuras muito finas (7-9), pois apresentam alta translucidez e conseguem mimetizar muito bem a cor do dente natural.

Estudos mostram que quando o esmalte dentário é preservado e a cimentação da lâmina de porcelana ocorre sobre este tecido, a longevidade e a previsibilidade das restaurações aumentam significativamente em comparação com os resultados observados para laminados cimentados em dentina. Outra vantagem que os preparos ultraconservadores proporcionam é a diminuição do risco de exposição da dentina e da polpa (10, 11).

Entretanto, é importante lembrar que devido à espessura muito delgada, os tratamentos envolvendo laminados cerâmicos ultrafinos são tecnicamente difíceis de serem realizados tanto na fase laboratorial quanto na fase clínica, e falhas de

procedimento podem afetar significativamente o tempo de vida da restauração na cavidade bucal. Os estudos clínicos indicam que o sucesso dessa modalidade restauradora depende da indicação do procedimento, sendo que esses laminados são indicados para solucionar suaves descolorações, leves manchamentos, alterações de forma e tamanho, e fechamento de diastemas. As limitações desse tipo de tratamento também devem ser consideradas, como quando há redução do espaço interoclusal (mordida profunda), pacientes com oclusão tipo II de Angle na qual não há sobreposição horizontal, dentes vestibularizados, bruxismo acentuado ou outros tipos de parafunções (6, 12, 13).

Dentre os fatores que podem influenciar a longevidade dos laminados cerâmicos ultrafinos, o processamento da cerâmica utilizada é um fator fundamental. O tradicional método de estratificação e sinterização, o processamento por injeção (técnica da cera perdida), e o processamento via blocos para CAD-CAM (“computer-aided design/computer-aided manufacturing”) são os métodos usados para a confecção desse tipo de restauração cerâmica.

O tradicional método de processamento por sinterização é realizado a partir da mistura do pó de porcelana com água, gerando uma suspensão que é aplicada com um pincel sobre um modelo de revestimento obtido a partir de um molde do dente preparado. Durante a confecção da restauração com a suspensão de porcelana, o excesso de umidade é gradualmente removido, resultando na compactação do pó de porcelana e conformando o que se chama de corpo verde cerâmico. O corpo verde é então levado a um forno para que ocorra a sinterização, que tem como objetivo aumentar ao máximo a densidade da cerâmica. Infelizmente, esse tipo de processamento não é capaz de eliminar todos os poros do material, resultando em porosidade relativamente alta (2).

O processamento por injeção ocorre por meio da prensagem de lingotes cerâmicos em moldes obtidos a partir da técnica da cera perdida, em que um padrão de cera do laminado ultrafino é criado e posteriormente volatilizado. Dentre as vantagens da técnica da injeção estão o fato de que a porosidade final da cerâmica é muito menor em comparação com a técnica da sinterização tradicional e também o fato de que os cristais de leucita ficam mais homogeneamente distribuídos ao longo da matriz vítrea da porcelana (14, 15).

O processamento por sistema CAD-CAM é realizado por meio da usinagem de blocos cerâmicos com brocas multilaminadas ou pontas diamantadas dentro de

uma unidade usinadora controlada por um computador. Esse tipo de processamento elimina grande parte do trabalho manual do técnico de laboratório, e o fato dos blocos cerâmicos serem produzidos pelo fabricante em ótimas condições de processamento resulta em uma microestrutura otimizada com baixa porosidade. Uma desvantagem do processamento via CAD-CAM é o fato de a usinagem gerar trincas superficiais nas peças obtidas devido ao contato com a broca. Essas trincas podem se tornar defeitos críticos que irão propagar fraturas catastróficas quando as peças estiverem em função na cavidade bucal (2).

Outro fator muito importante que afeta diretamente o sucesso e a longevidade do tratamento é o agente cimentante. O agente cimentante estabelece a união entre a restauração e o dente, permitindo a transferência de tensões para a estrutura dental e selando o espaço microscópico existente entre as duas estruturas, evitando assim a penetração de fluidos e bactérias. Para que o agente cimentante seja eficaz, é necessário que apresente viscosidade suficiente para preencher a superfície rugosa microscópica existente tanto no dente quanto na peça cerâmica, auxiliando também para uma melhor retenção da restauração (16).

Diversas metodologias são utilizadas na confecção e na cimentação das restaurações de laminados cerâmicos ultrafinos. Por tratar-se de um tratamento relativamente novo, ainda não existem informações suficientes na literatura sobre o comportamento clínico desses laminados e como a microestrutura e processamento do material podem influenciar na longevidade da restauração. Esse trabalho teve como objetivo determinar a carga de fratura e o modo de falha de laminados cerâmicos ultrafinos processados via CAD-CAM em função da microestrutura do material utilizado (vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio ou porcelana à base de leucita). O trabalho também teve como objetivo desenvolver uma metodologia de ciclagem mecânica capaz de determinar o tempo de vida e o modo de falha de laminados cerâmicos ultrafinos processados via CAD-CAM.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Fisiologia da mastigação na região de dentes incisivos

O movimento mastigatório inicia-se com a fase de incisão do alimento. A partir da posição de fechamento da boca, os dois côndilos iniciam a abertura da boca realizando um movimento para baixo e para frente da mandíbula. Após a incisão do alimento há a retrusão da mandíbula e começam os ciclos mastigatórios com função de esmagamento e diminuição do tamanho das partículas do alimento. Durante o ciclo mastigatório, há abertura da boca entre 16 a 20 mm e deflexão lateral entre 3 a 5 mm, caracterizando os movimentos de lateralidade (17).

Com o bolo alimentar posicionado entre os dentes, a mandíbula rotaciona para o lado de trabalho e esmaga o bolo alimentar. Durante a fragmentação do alimento, ocorre o primeiro contato dentário, que se dá no lado de balanceio de maneira rápida e leve. Conforme as partículas do alimento são reduzidas, iniciam-se os contatos do lado de trabalho, com aumento gradativo da força muscular até a posição de máxima intercuspidação (MIC) (18). Existem, portanto, contatos dentais durante a mastigação e esses são mais frequentes durante o movimento de deslizamento entre os dentes. Entretanto, até a redução adequada dos alimentos, ainda não existem contatos interoclusais (19).

Observando-se o movimento mastigatório no plano sagital, constata-se que o incisivo central normalmente oclui em um movimento retrusivo, ou seja, durante o movimento de fechamento ocorre uma retrusão da mandíbula. Já no movimento de abertura, ocorre protrusão da mandíbula. Este fato evidencia a possibilidade de deslizamento da borda incisal dos dentes incisivos inferiores na face palatina dos incisivos superiores, no entanto, para a maioria dos indivíduos com oclusão denominada normal, não há evidência de contato oclusal entre os incisivos superiores e inferiores durante o fechamento da mandíbula, quando há a máxima intercuspidação (20, 21).

Para que haja o corte do alimento entre os dentes incisivos é necessária a aplicação de uma força provida pelos músculos mastigatórios (22). A força aplicada durante os ciclos mastigatórios é baseada na dureza de cada alimento. O ser

humano julga a dureza do alimento baseado na aparência desse e aplica uma certa força para o primeiro ciclo mastigatório, que funciona como um teste para determinar a força a ser aplicada nos demais ciclos. A partir da detecção da textura e dureza do alimento, os padrões da mastigação são alterados e a força é ajustada para que ocorra uma mastigação mais eficiente nos ciclos seguintes (23).

O ligamento periodontal é responsável pela percepção da dureza dos alimentos, nele encontram-se inúmeros mecanorreceptores que proporcionam sensibilidade ao periodonto. Quando os dentes entram em contato com seus respectivos antagonistas a uma certa velocidade, eles são empurrados contra o seu alvéolo acionando então o tecido ao seu redor, o periodonto. Devido à elasticidade do ligamento periodontal, uma força de reação ocorre sobre a mandíbula provocando a sua desaceleração até a parada do movimento. Se a comida é comprimida entre os dentes, a força de reação aumenta lentamente, pois a comida sofre uma deformação. Devido à deformação do alimento durante a mastigação, à presença de saliva e à adaptação do movimento em função da dureza do alimento, os ciclos mastigatórios apresentam uma grande heterogeneidade.

Apesar dessa heterogeneidade e do fato de que a força e a duração de um ciclo mastigatório variam entre indivíduos, é possível estabelecer um padrão mastigatório semelhante para cada tipo de alimento. Em 1961, a carga axial aplicada sobre os incisivos centrais foi mensurada e verificou-se uma carga de até 15 Kg durante a incisão do alimento (24). Em 2004, o pico de força gerado sobre os incisivos e sobre os molares foi mensurado em função de três níveis de dureza de um silicone que simulava a dureza do alimento, como representado na figura 2.1, e estabeleceu-se uma força de mastigação entre 19 e 36 N aproximadamente para os incisivos, e uma força de mastigação entre 70 e 130 N aproximadamente para os molares (25).

Figura 2.1 – Pico de força mensurado para incisivos e molares em função de três níveis de dureza de um silicone simulando a dureza do alimento (25)

Conforme relatado por Helkimo et al. (26) e Dean et al. (27), a força de mordida gerada nos molares é mais elevada do que a gerada nos incisivos. A mandíbula pode ser considerada uma alavanca, sendo seu fulcro o côndilo. A distância entre os dentes posteriores e o fulcro é menor do que a distância entre os dentes anteriores e o fulcro, o que proporciona uma maior força mastigatória na posição dos dentes molares do que na posição dos dentes incisivos, sob uma mesma magnitude de carga muscular.

Uma vez que a parte anterior da cavidade oral possui uma maior densidade de mecanorreceptores e uma maior amplitude de movimento durante a mastigação, os incisivos são mais sensíveis em reconhecer a dureza dos alimentos e em discriminar a força que será aplicada durante a mastigação (28, 29).

Além de auxiliarem no reconhecimento da dureza dos alimentos e na discriminação da força muscular que será utilizada, os dentes incisivos são responsáveis também pela realização da guia incisal, pelo trespasse vertical e horizontal, pela fonética e a estética labial e facial. Portanto, sua reconstrução e/ou restauração é de fundamental importância.

2.2 Facetas convencionais *versus* lentes de contato

A popularidade das lentes de contato cerâmicas ou laminados cerâmicos ultrafinos aumentou devido à natureza conservadora da técnica, possibilitando alteração de forma e cor dos dentes sem a necessidade de preparos que reduzam a espessura do dente, como requer uma faceta convencional (4, 30). Uma faceta convencional necessita de um preparo de 2,0 mm de redução da estrutura dental. Um laminado cerâmico ultrafino não necessita de preparo, porém pequenos desgastes da borda incisal e proximal do dente podem ser necessários e nesse caso o desgaste é mínimo, visando apenas à regularização da superfície (6, 31).

Vários estudos clínicos utilizaram as facetas de porcelana com preparo de 2,0 mm (relativamente espessas). De fato, a taxa de sobrevivência dessas restaurações é de 94% para essas facetas de porcelana, de 90% para facetas indiretas de resina composta e de 74% para facetas diretas de resina composta. Outros estudos mostraram que a taxa de sobrevivência das facetas de porcelana é mais do que 90% ao longo de 10 anos de uso clínico (2, 14). Alguns trabalhos relataram que facetas de porcelana feldspática apresentavam taxas de sobrevivência de 96% em cinco anos, 93% em 10 anos, e 91% em 12 anos (32, 33).

No entanto, um estudo de 2013 mostrou uma taxa de sobrevivência de 99% para laminados cerâmicos cimentados em esmalte e 94% para laminados cerâmicos cimentados em dentes com esmalte apenas nas margens, em um período de 12 anos. Os laminados cerâmicos tem altas taxas de sobrevivência quando unidos ao esmalte e fornecem uma opção de tratamento segura e previsível que preserva a estrutura do dente (34). Outro estudo, demonstrou uma taxa de sobrevivência de 98% para laminados cerâmicos num período de 7 anos (35).

As falhas associadas às facetas cerâmicas estão relacionadas à fratura, infiltração ou descolamento das peças. A fratura foi o tipo de falha visto em 67% do total de falhas registradas para facetas de cerâmica durante um período de observação clínica de 15 anos (36). Um estudo laboratorial avaliou o modo de falha de facetas cerâmicas com diferentes preparos dentários e concluiu que as facetas sem recobrimento oclusal ou com 2 mm de recobrimento oclusal possuíam carga de fratura superior em comparação com as facetas que possuíam recobrimento de 1 mm e 4 mm da borda incisal (37). Outro estudo comprovou que facetas sem

recobrimento da incisal resultam em sucesso no tratamento com o máximo de preservação da estrutura dental (38). O tipo de preparo do dente, a espessura da restauração e a quantidade de dente remanescente são fatores que também influenciam no tempo de vida da peça (39). Já as falhas associadas às lentes de contato estão relacionadas à fratura (48%), descolamento (28%), infiltração (17%) ou cáries secundárias, sensibilidade, ou indicações para tratamento endodôntico (7%). Porém quando os preparos foram limitados ao esmalte, não houve descolamento ou microinfiltração (34).

2.3 Blocos para CAD-CAM de dissilicato de lítio *versus* porcelana

A vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio está entre as cerâmicas mais conhecidas e utilizadas na Odontologia e foi desenvolvida como um material substituto das coroas metalocerâmicas tradicionais devido às suas propriedades ópticas melhoradas (40). O IPS e.max é um exemplo comercial desse tipo de vitrocerâmica e é produzido a partir de uma mistura de pós de quartzo, dióxido de lítio, óxido de fósforo, óxido de alumínio, óxido de potássio, e outros componentes. Estes pós são combinados para produzir um vidro fundido e uma vez que a viscosidade apropriada é alcançada, esse vidro fundido é vertido em um molde de aço e, em seguida, é resfriado para obtenção dos blocos cerâmicos.

Esta vitrocerâmica pode ser processada utilizando-se duas técnicas de processamento, a da cera perdida (ou prensagem ou injeção) em que são utilizados linguotes ou pastilhas de dissilicato de lítio, ou ainda a técnica via CAD-CAM, em que blocos usináveis são utilizados para obtenção das restaurações (41).

O IPS e.max CAD (conhecido como "bloco azul") utiliza um processo de cristalização de dois estágios. O uso da cristalização de duas fases permite um processo de nucleação dupla controlado no qual os cristais de metassilicato de lítio são precipitados durante o primeiro estágio. A vitrocerâmica resultante demonstra excelentes propriedades para fresagem neste estado pré-cristalizado e o bloco pode ser fresado facilmente sem desgaste excessivo da ponta diamantada e sem causar danos no material. A coloração azulada do bloco depende da quantidade de corante adicionada nesta fase (figura 2.2).

Em um segundo estágio de tratamento térmico, após o processamento via usinagem, a fase de metassilicato é completamente dissolvida e os cristais de dissilicato de lítio aparecem na matriz vítrea. Este tratamento térmico ocorre a aproximadamente 850°C em forno convencional para sinterização de porcelanas. O estado final contém uma microestrutura de dissilicato de lítio, $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, o que confere à restauração suas propriedades mecânicas e estéticas. A vitrocerâmica final contém cerca de 70% em volume de cristais dissilicato de lítio com um tamanho de cristal aproximado de 1,5 μm (41, 42).

Figura 2.2 – Cristalização de duas fases dos blocos de dissilicato de lítio (41)

A cerâmica IPS e.max CAD possui uma resistência à flexão que pode variar de 360 a 400 MPa, o que significa uma resistência à flexão em torno de seis vezes maior do que aquela encontrada para as cerâmicas do tipo porcelana, que pode variar entre 60 a 70 MPa (43, 44).

Embora as propriedades mecânicas das porcelanas sejam relativamente baixas em comparação com as outras cerâmicas dentárias, elas também são indicadas para tratamentos menos invasivos com níveis elevados de exigência estética (45). As porcelanas em bloco (Vita Mark II) apresentam resistência à flexão entre 130 a 160 MPa (46) e são obtidas a partir do feldspato. A microestrutura desse material é composta de cristais de leucita, com tamanho médio de 4 μm , dispersos em uma matriz vítrea. A parte cristalina representa menos de 20% em peso (47).

2.4 Fadiga em materiais cerâmicos

As falhas de próteses dentárias cerâmicas são normalmente associadas a defeitos microestruturais, como poros e trincas. Esses defeitos podem surgir durante o processamento da peça ou atividade da mastigação após a cimentação. Essas falhas geralmente assumem a forma de microfissuras, muitas vezes indetectáveis a olho nu e são consideradas o fator de maior severidade no controle da resistência mecânica do material (48).

As cerâmicas odontológicas são materiais frágeis, ou seja, suportam pouca ou nenhuma deformação plástica antes de se fraturarem. Essa inabilidade de se deformar plasticamente sob cargas aplicadas leva a uma maior concentração de tensões de tração ao redor dos defeitos microestruturais existentes, ocasionando a propagação de trincas que podem levar a uma fratura catastrófica (49).

Na Odontologia, essas tensões são geradas, em parte, pelas cargas mastigatórias, e embora o carregamento oclusal gere cargas de compressão, tensões complexas de tração, compressão e cisalhamento são geradas nas restaurações cimentadas (50). A intensificação das tensões existentes na ponta de uma trinca pode ser descrita pelo fator de intensidade de tensão (K) que, no caso das cerâmicas, é controlado geralmente pelo modo I de fratura ou modo de abertura (K_I). Quando a intensidade de tensão na ponta da trinca alcançar uma condição crítica (K_{Ic}), que é o fator de intensidade de tensão crítico ou tenacidade à fratura, a trinca irá se propagar (51, 52). Por isso, a resistência à fratura dos materiais é limitada pelos defeitos pré-existentes associados ao valor de tenacidade à fratura (53).

A resistência à fratura do material depende de fatores como as condições de carregamento do teste, nível de tensão, geometria e volume do espécime (54). As restaurações cerâmicas são mais susceptíveis à fratura por fadiga cíclica, que ocorre após um período prolongado de ciclos mastigatórios com uma menor carga (50).

Além do baixo valor de tenacidade à fratura, outro fator que influencia na resistência mecânica das cerâmicas odontológicas é o fenômeno denominado crescimento de trinca subcrítico. Esse fenômeno ocorre a partir da associação entre tensões na ponta da trinca com a presença de moléculas de água (55). Na presença de água, um processo de corrosão sob tensão gera o crescimento das trincas ou

outros defeitos pré-existent no material, de maneira lenta e estável até atingirem um tamanho crítico, resultando na fratura catastrófica da restauração (52, 56).

Diversos testes são utilizados para avaliação da fadiga em cerâmicas. O método mais comum é o de fraturar barras planas ou discos para avaliar a tensão máxima de fratura após múltiplos ciclos. A vantagem de tais testes é a simplicidade na preparação de amostras com geometria simplificada. Tais testes compreendem apenas parte do sistema de fadiga, pois causam uma falha a uma tensão de tração máxima que não necessariamente reproduz as falhas de um sistema clínico com geometria mais complexa. Por exemplo, clinicamente, uma trinca pode se propagar até certo ponto sem causar a falha da peça protética, porém a trinca pode continuar se propagando por causa do fenômeno da fadiga em que baixa tensão e múltiplos ciclos são aplicados no material até ocorrer a falha catastrófica da peça (57, 58).

Os testes chamados “crunch the crown” utilizam antagonistas rígidos e espécimes com geometrias equivalentes às da situação clínica. Porém, a carga utilizada e a distribuição das tensões também não correspondam às da situação clínica. A fadiga mecânica ocorre exclusivamente nos carregamentos cíclicos e não pode ser inferida a partir de testes de carga estática ou monotônica (50, 59). As condições geométricas das restaurações sob diferentes aplicações de cargas influenciam no modo de falha das restaurações cerâmicas. Consequentemente, a evolução da fratura é complexa e difícil de se determinar após a falha. Pistas valiosas sobre a origem das fraturas podem ser obtidas a partir da fractografia após a falha da peça (60).

Mais estudos são necessários para que haja a compreensão e esclarecimento das diversas variáveis envolvidas no comportamento de fadiga, pelas quais os defeitos presentes nos materiais evoluem para a fratura catastrófica do espécime, especialmente em cargas cíclicas a longo prazo.

3 OBJETIVOS

Os objetivos deste trabalho foram:

- 1) Determinar a carga de fratura e o modo de falha de laminados cerâmicos ultrafinos processados via CAD-CAM em função da microestrutura do material utilizado (vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio ou porcelana à base de leucita). A hipótese nula é que a microestrutura do material cerâmico não afeta a carga de fratura e o modo de falha dos laminados cerâmicos ultrafinos.
- 2) Desenvolver uma metodologia de ciclagem mecânica capaz de determinar o tempo de vida e o modo de falha de laminados cerâmicos ultrafinos processados via CAD-CAM.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

Os materiais utilizados nesse estudo foram: vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) em formato de blocos para CAD-CAM, porcelana feldspática em formato de blocos para CAD-CAM (Vitablocks Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha), ácido fluorídrico 10% (Maquira, Paraná, Brasil), ácido fluorídrico 5% (manipulado, USP, São Paulo, Brasil), agente silano (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), adesivo dentário (Excite F single dose vessels, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), ácido fosfórico 37% (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e cimento resinoso fotopolimerizável (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Dezesseis dentes humanos, incisivos centrais superiores, foram utilizados para a confecção dos espécimes. Esses foram obtidos no banco de dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (Anexo A) da mesma faculdade. Os dentes foram armazenados em água durante toda a execução do projeto como recomendado pelo banco de dentes.

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Confecção dos espécimes

Os espécimes foram confeccionados a partir da cimentação de laminados cerâmicos ultrafinos em dezesseis dentes humanos incisivos centrais superiores, e foram divididos em grupos como mostra a tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Delineamento experimental

Grupo	Cerâmica	Marca comercial	Processamento	Material de cimentação
Experimental	Dissilicato de Lítio	<i>Ivoclar IPS e.max CAD</i>	CAD-CAM	Cimento resinoso
	Porcelana Feldspática	<i>Vita Mark II</i>		

4.2.2 Preparo dos dentes para laminados cerâmicos ultrafinos

Para a preparação dos espécimes, os dezesseis dentes humanos sofreram um mínimo preparo cervical para uma adequada adaptação do laminado cerâmico ultrafino (figura 4.1). Para isso, uma broca diamantada cilíndrica de ponta arredondada (FG 2143, Mircrodont, São Paulo, SP) foi utilizada e o término em forma de chanfro raso teve sua profundidade entre 0,3 e 0,5 mm. As faces proximais sofreram mínimo desgaste quando necessário, a fim de regularizar a superfície, já que o objetivo foi simular um tratamento restaurador minimamente invasivo. A borda incisal do dente foi regularizada para receber o laminado cerâmico ultrafino, o qual recobriu a borda incisal, simulando um caso clínico em que a borda incisal do dente foi aumentada em 1,5 mm.

Figura 4.1 – Em verde, regiões onde foram feitos desgastes nos dentes

4.2.3 Produção dos laminados cerâmicos ultrafinos

Após o preparo minimamente invasivo dos dentes, foi realizada moldagem do dente a partir da técnica de dupla impressão com silicone de condensação (Optosil Heraeus Kulzer, Hanau, Germany). Após obtenção da moldagem, um gesso especial para escanemanto em CAD-CAM foi utilizado para obtenção do modelo. O modelo de gesso do dente preparado foi fixado a uma base com cera especial para CAD-CAM e então o conjunto foi acoplado ao equipamento (figura 4.2) para que o escaneamento fosse realizado por um escâner digital (Ineos, Sirona, Bensheim, Alemanha). Após obtenção da imagem do modelo preparado, uma imagem virtual do laminado cerâmico ultrafino foi confeccionada no software do sistema Cerec (inLab Software, Version 2.90, Sirona, Bensheim, Alemanha) simulando uma lente de contato com espessura de 0,5 mm ao longo de todo o dente e 1,5 mm de aumento da borda incisal (figura 4.3).

Figura 4.2 – Modelo obtido com gesso especial para CAD-CAM acoplado à base do equipamento para escaneamento

Figura 4.3 – Imagem virtual do laminado cerâmico ultrafino no software do sistema Cerec

A imagem digital do laminado cerâmico ultrafino foi manipulada no programa e após finalizar o desenho digital da peça, foi iniciado o processo de usinagem da mesma. O bloco para usinagem em sistema CAD-CAM utilizado foi o IPS e.max CAD (dissilicato de lítio) C14 com dimensões de 12 x 14 x 18 mm³ (figura 4.4) e o bloco VitaMark II (porcelana) I14 com 12 x 14 x 18 mm³ (figura 4.5).

Figura 4.4 – Bloco para usinagem em sistema CAD-CAM IPS e.max CAD

Figura 4.5 – Bloco para usinagem em sistema CAD-CAM Vita Mark II

Ao término da usinagem, os laminados cerâmicos ultrafinos de IPS e.max CAD ainda passaram pela cristalização adicional em forno cerâmico (Kerampress, Kota, São Paulo, Brasil) (figura 4.6). O processo de cristalização durou 25 minutos, a 850 °C, produzindo um crescimento controlado dos cristais de dissilicato de lítio nesta vitrocerâmica. A cristalização não provoca a contração da peça.

Figura 4.6 – Laminado cerâmico ultrafino IPS e.max CAD após cristalização em forno

Os laminados ultrafinos dos dois materiais foram testados quanto à adaptação nos dentes correspondentes e os ajustes necessários foram realizados (figura 4.7). O último passo antes da cimentação foi a etapa de acabamento e polimento com borrachas específicas para cerâmicas (Exa Cerapol, Edenta, São Paulo, Brasil).

Figura 4.7 – (a) Laminado cerâmico ultrafino e seu dente correspondente; (b) adaptação do laminado ao dente correspondente

4.2.4 Cimentação dos laminados cerâmicos ultrafinos

Após prova nos dentes preparados e aferição das espessuras com espessímetro dos laminados confeccionados, o método de cimentação utilizado foi o mesmo para os dois grupos, seguindo as recomendações do fabricante. O processo de cimentação começou com o condicionamento ácido das restaurações cerâmicas com ácido fluorídrico na concentração de 10% por dois minutos para os laminados de porcelana feldspática (Vita Mark II) e de 5% por 20 segundos para os laminados de dissilicato de lítio (Ivoclar Vivadent IPS e.max CAD) (9) (figura 4.8).

Figura 4.8 – Condicionamento dos laminados cerâmicos ultrafinos com ácido fluorídrico

A seguir o ácido foi lavado por 30 segundos e os laminados foram levemente secos com jato de ar. O próximo passo foi a aplicação do agente silano na superfície interna da peça por 60 segundos com o auxílio de um pincel aplicador (figura 4.9), seguido da secagem da peça com jato de ar.

Figura 4.9 – Aplicação do agente silano na superfície interna do laminado cerâmico ultrafino

O procedimento realizado no elemento dental foi o condicionamento com ácido fosfórico 37% durante 30 segundos, seguido pela lavagem e remoção do

excesso de água com um leve jato de ar. Seguiu-se com a aplicação de duas camadas do adesivo (figura 4.10 a) por 10 segundos, seguido de leve jato de ar e fotoativação por 10 segundos com fotopolimerizador tipo LED (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (figura 4.10 b).

Figura 4.10 – (a) Aplicação do adesivo no elemento dental; (b) fotoativação do adesivo

Para finalizar, o cimento resinoso fotopolimerizável foi aplicado na superfície interna do laminado cerâmico ultrafino (figura 4.11). Em seguida, a restauração foi assentada ao dente com pressão digital suave, seguida da remoção dos excessos. Os excessos foram removidos após fotoativação inicial do cimento resinoso por 3 segundos, para que o cimento se tornasse menos fluido e assim facilitasse a remoção dos excessos. A seguir, todo o conjunto foi fotopolimerizado aplicando-se o bico do aparelho fotopolimerizador no centro da face vestibular do dente por 60 segundos. As margens do laminado cerâmico ultrafino foram então cobertas com glicerina hidrossolúvel, para remoção da barreira de ar, e então polimerizadas durante mais 20 segundos.

Figura 4.11 – Aplicação de cimento resinoso na superfície interna do laminado cerâmico ultrafino

4.2.5 Ensaio para determinação da carga de fratura dos laminados cerâmicos ultrafinos cimentados sobre os dentes

Quatro espécimes de cada grupo foram levados a uma máquina de ensaios universal (EMIC, USP, São Paulo, Brasil) para determinação da carga de fratura dos laminados cerâmicos ultrafinos. Os espécimes foram incluídos em tubos de PVC transparentes com resina acrílica incolor (figura 4.12), seguindo a angulação de inserção de 7° em relação à face vestibular dos dentes humanos (figura 4.13).

Figura 4.12 – Inclusão dos espécimes com resina acrílica incolor em tubos de PVC (a) vista frontal; e (b) vista lateral

Figura 4.13 – Ilustração dos ângulos e inclinações da prescrição padrão de Andrews (61)

Os tubos contendo os espécimes foram posicionados na máquina de ensaios universal e foram submetidos ao teste de resistência à fratura com velocidade de 0,5 mm/min. A carga foi aplicada na borda incisal por meio de um rolete metálico com 15 mm de comprimento e 1,55 mm de diâmetro (figura 4.14). A carga de fratura foi registrada em Newtons (N) e os espécimes fraturados foram armazenados para posterior análise fractográfica.

Figura 4.14 – Espécime posicionado na máquina de ensaios universal

4.2.6 Desenvolvimento de metodologia para determinação do tempo de vida dos laminados cerâmicos ultrafinos cimentados sobre os dentes

Esse trabalho teve como segundo objetivo o desenvolvimento de uma metodologia para determinação do tempo de vida dos laminados cerâmicos ultrafinos cimentados sobre dentes. Para isso, testes piloto em cinco espécimes foram realizados utilizando-se diferentes parâmetros, como por exemplo: tipo de antagonista (dentes naturais ou roletes metálicos), nível de carga aplicada (20, 30 ou 40 N) e esquema de ciclo mastigatório (incisão ou deslizamento).

Blocos de resina acrílica rosa foram utilizados como base de instalação para suportar os antagonistas na cicladora mecânica. Uma mistura homogênea de resina acrílica rosa foi vertida em tubos de PVC que foram, posteriormente, sobrepostos e posicionados na máquina simuladora da mastigação (figura 4.15).

Figura 4.15 – Posicionamento dos espécimes na máquina simuladora da mastigação

Os espécimes foram então submetidos à fadiga cíclica na máquina simuladora da mastigação (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Alemanha) até que ocorresse falha do laminado cerâmico ultrafino. Nessa máquina cicladora, a força é produzida por dois motores de passo que permitem movimentos verticais e horizontais controlados por computador entre o espécime e o antagonista, em cada câmara de teste. Dois tipos de ciclos mastigatórios foram utilizados neste trabalho, o primeiro simulando o corte do alimento, denominado “incisão” (figura 4.16), e o segundo simulando o movimento de protrusão dos dentes durante a mastigação, o qual foi chamado de “deslizamento” (figura 4.17). A aplicação da força durante o ciclo de “incisão” é composta por um movimento de três etapas, começando com um movimento descendente de 3 cm até que o antagonista toque no terço incisal da face palatina do laminado cerâmico ultrafino (figura 4.16 a). Após o contato, a carga foi aplicada (figura 4.16 b) e um movimento protrusivo simulando o deslize dos dentes durante a função mastigatória é realizado. A última parte do ciclo é a de retorno à posição de toque no terço incisal do laminado cerâmico ultrafino (figura 4.16 c).

Figura 4.16 – Esquema do ciclo mastigatório tipo incisão: (a) movimento descendente de 3 cm até a posição de MIC entre os incisivos; (b) aplicação da carga em MIC; e (c) 1 - deslizamento do dente antagonista na face palatina do incisivo superior até a posição de topo a topo, 2 - desoclusão dos dentes, 3 – movimento de retrusão do antagonista, e 4 – movimento ascendente do antagonista retornando à posição de MIC

A aplicação da força durante o ciclo de deslizamento é composta por um movimento de duas etapas, começando com o espécime e o dente antagonista em MIC (figura 4.17 a). Com o início do movimento, o antagonista desliza 3 mm no sentido de realizar protrusão e retorna ao ponto inicial, mantendo o contato entre os dentes (figura 4.17 b).

Figura 4.17 – Esquema do ciclo mastigatório tipo deslizamento: (a) posição inicial em MIC; e (b) movimento de protrusão do incisivo inferior com deslocamento de 3 mm até a posição de topo a topo, e retorno à posição inicial em MIC

Os parâmetros da cicladora foram alterados para diferentes espécimes, tendo sido realizadas cinco condições distintas de ciclagem mecânica, descritas a seguir (tabela 4.2). Na condição 1, o espécime foi testado com o antagonista dente natural com carga de 40 N no tipo de ciclo incisão. Na condição 2, o espécime foi testado com o antagonista dente natural e carga de 30 N no tipo de ciclo incisão. Na condição 3, o antagonista utilizado também foi dente natural com uma carga de 30

N, porém o tipo de ciclo realizado foi o de deslizamento. Na condição 4, o espécime foi testado com o antagonista rolete metálico com carga de 30 N no ciclo tipo deslizamento. E na condição 5, o antagonista usado foi o rolete metálico com uma carga de 20 N no tipo de ciclo deslizamento.

Tabela 4.2 – Condições de ciclagem mecânica testadas

	Antagonista	Carga	Tipo de ciclo
Condição 1	Dente natural	40 N	Incisão
Condição 2	Dente natural	30 N	Incisão
Condição 3	Dente natural	30 N	Deslizamento
Condição 4	Rolete metálico	30 N	Deslizamento
Condição 5	Rolete metálico	20 N	Deslizamento

A frequência final de todos os ciclos realizados foi de 1,5 Hz. Durante os ensaios, os espécimes ficaram imersos em água destilada a 37°C e foram inspecionados visualmente para detecção de trincas ou fraturas (falhas). O número de ciclos nos quais cada espécime falhou foi registrado.

4.2.7 Análise fractográfica

O padrão macroscópico de falha dos laminados cerâmicos ultrafinos foi analisado a olho nu e as superfícies de fratura foram analisadas em um estereomicroscópio (CCD, Olympus, Tokyo, Japão) para determinação dos modos de falha.

4.2.8 Análise dos resultados

Os resultados obtidos no ensaio de carga de fratura foram analisados por meio da análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey com nível global de significância de 5% para poder determinar as diferenças entre os materiais estudados.

RESULTADOS

5.1 CARGA DE FRATURA

A tabela 5.1 e a figura 5.1 mostram as médias dos valores obtidos para carga de fratura dos espécimes fraturados na máquina de ensaios universal. A média obtida para a vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio foi de 431,8 N, enquanto que para a porcelana à base de leucita a média obtida foi de 454,4 N. Nota-se que não houve diferença estatística entre os valores encontrados. Entretanto, o desvio-padrão e o coeficiente de variação obtidos para a vitrocerâmica foram muito superiores em relação aos valores obtidos para a porcelana.

Tabela 5.1 – Média dos valores de carga de fratura em Newtons com seus respectivos desvio padrão e coeficiente de variação (entre parênteses)

Material	Carga de fratura (N)
Dissilicato de lítio (IPS e.max CAD)	431,8 ^a ± 217,9 (51%)
Porcelana (Vita Mark II)	454,4 ^a ± 72,1 (16%)

Figura 5.1 – Valor médio de carga de fratura em função do material estudado

4.3 FRACTOGRAFIA

A figura 5.2 mostra as imagens dos espécimes de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) após o ensaio de carga de fratura. Na imagem (a) nota-se que a carga de fratura provocou a fratura da raiz dental, na imagem (b) houve lascamento da borda incisal na face mesial do laminado cerâmico ultrafino, já na imagem (c) ocorreu o descolamento do laminado cerâmico ultrafino com sua posterior fratura, e na imagem (d) houve fratura da raiz dental.

Figura 5.2 – Imagens dos padrões de fratura dos laminados de dissilicato de lítio; (a) espécime 1: fratura da raiz dental; (b) espécime 2: lascamento do laminado cerâmico ultrafino; (c) espécime 3: descolamento e fratura do laminado cerâmico ultrafino; e (d) espécime 4: fratura da raiz dental

A figura 5.3 mostra as imagens dos espécimes de porcelana (Vita Mark II) após o ensaio de carga de fratura. Na imagem (a) nota-se que a carga de fratura provocou o lascamento da borda incisal do laminado cerâmico ultrafino, na imagem (b) houve pequeno lascamento localizado na borda incisal do laminado, já na imagem (c) ocorreu um grande lascamento percorrendo toda face vestibular do laminado cerâmico ultrafino, e na imagem (d) houve fratura da coroa dental.

Figura 5.3 – Imagens dos padrões de fratura dos laminados de porcelana; (a) espécime 1: fratura e lascamento do laminado cerâmico ultrafino; (b) espécime 2: lascamento do laminado cerâmico ultrafino; (c) espécime 3: lascamento do laminado cerâmico ultrafino; e (d) espécime 4: fratura da coroa dental

As figuras 5.4 e 5.5 apresentam as imagens obtidas em estereomicroscópio dos padrões de fratura dos espécimes de vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio utilizados no ensaio para obtenção da carga de fratura. Na figura 5.4 nota-se o lascamento da borda incisal da face mesial do laminado cerâmico ultrafino do espécime 2 de dissilicato de lítio.

Figura 5.4 – Imagens da superfície de fratura do espécime 2 de dissilicato de lítio; (a) visão geral; (b) visão aproximada; e (c) possível origem da falha

Na figura 5.5 nota-se que houve o descolamento e posterior fratura do laminado cerâmico ultrafino do espécime 3 de dissilicato de lítio.

Figura 5.5 - (a) Visão geral das superfícies de fratura do espécime 3 de dissilicato de lítio

Figura 5.5 – (b) Visão aproximada da superfície de fratura do espécime 3; (c) terço méso-incisal; (d) e (e) terço méso-medial; e (f) terço méso-cervical

As figuras 5.6, 5.7 e 5.8 apresentam as imagens obtidas em estereomicroscópio dos padrões de fratura dos espécimes de porcelana utilizados no ensaio para obtenção da carga de fratura. Na figura 5.6 nota-se o lascamento da borda incisal vestibular com uma trinca propagando-se no sentido cervical do laminado cerâmico ultrafino do espécime 1 de porcelana.

Figura 5.6 – Imagens da superfície de fratura do espécime 1 de porcelana; (a) visão geral e (b) visão aproximada

Na figura 5.7 nota-se o lascamento da borda incisal vestibular próximo ao ângulo distal do laminado cerâmico ultrafino do espécime 2 de porcelana.

Figura 5.7 – Imagens da superfície de fratura do espécime 2 de porcelana; (a) visão geral e (b) visão aproximada

Na figura 5.8 nota-se o lascamento da borda vestibular estendendo-se até o terço cervical do lamniado cerâmico ultrafino do espécime 3 de porcelana.

Figura 5.8 – Imagens da superfície de fratura do espécime 3 de porcelana; (a) visão geral e (b) visão aproximada

4.4 DETERMINAÇÃO DO TEMPO DE VIDA

A tabela 5.2 exibe os resultados obtidos nos testes de simulação da mastigação com os diferentes parâmetros testados. Cinco condições foram testadas variando-se os parâmetros utilizados na ciclagem mecânica. Na condição 1 e 2, houve fratura do dente antagonista com 2.534 ciclos e 10.467 ciclos, respectivamente. Na condição 3, houve desgaste da borda incisal do dente antagonista e o teste foi interrompido após 103.772 ciclos. Na condição 4, ocorreu a fratura do laminado cerâmico ultrafino com 5.784 ciclos e na condição 5, houve desgaste excessivo do rolete metálico e com 536.818 ciclos o teste foi interrompido.

Tabela 5.2 – Número de ciclos até a fratura e padrão de fratura em função dos parâmetros usados na simuladora da mastigação

Antagonista	Carga (N)	Tipo de ciclo	Nº de ciclos até fratura	Padrão de fratura
Dente natural	40	Incisão	2.534	Fratura do dente antagonista
	30		10.467	Fratura do dente antagonista
			Deslizamento	103.772
Rolete de metal	30	Deslizamento	5.784	Fratura do laminado cerâmico ultrafino
	20		536.818	Desgaste excessivo do rolete

A figura 5.9 mostra as falhas registradas nos espécimes ou nos antagonistas utilizados nos testes da simulação da mastigação. Na imagem (a) e (b) houve fratura do dente antagonista durante os testes correspondentes às condições 1 e 2, respectivamente. Na imagem (c), ocorreu desgaste severo da borda incisal do dente antagonista e este teste corresponde à condição 3. A imagem (d) mostra a fratura do

laminado cerâmico ultrafino causada na condição 4. Na imagem (e), observa-se o desgaste excessivo do rolete metálico utilizado na condição 5 da simulação da mastigação.

Figura 5.9 – Imagens dos padrões de falha obtidos na simuladora da mastigação; (a) e (b) fratura do dente antagonista; (c) desgaste do dente antagonista; (d) fratura do laminado cerâmico ultrafino; e (e) desgaste do rolete metálico

5 DISCUSSÃO

Este estudo mostrou que não houve diferença significativa na carga de fratura entre os materiais usados para produção de laminados cerâmicos ultrafinos quando o teste estático foi utilizado. Entretanto, o modo de falha dos dois materiais testados, vitrocerâmica de dissilicato de lítio e porcelana feldspática, foram significativamente diferentes, uma vez que a porcelana apresentou um maior número de falhas por lascamento e o dissilicato de lítio apresentou maior quantidade de falhas da estrutura dental, sendo que apenas um espécime teve fratura somente do laminado cerâmico ultrafino. Dessa forma, a hipótese do trabalho de que tanto a carga de fratura como o modo de falha são semelhantes para ambos os materiais foi parcialmente rejeitada.

Com relação ao segundo objetivo do trabalho, relacionado ao desenvolvimento de uma metodologia de fadiga cíclica, esse trabalho mostrou inúmeras dificuldades no modelamento de uma ciclagem mecânica que simule a condição bucal para dentes anteriores. As principais dificuldades notadas foram: a determinação da carga, o tipo de ciclo mastigatório e a definição do antagonista. Dessa forma, ficou claro que mudanças adicionais ainda precisam ser feitas na metodologia para que se consiga fadigar os laminados cerâmicos ultrafinos e obter resultados clinicamente relevantes.

Os valores de resistência à fratura são usualmente utilizados como preditores do comportamento mecânico das cerâmicas (62). Os ensaios *in vitro* que utilizam barras ou discos cerâmicos para obtenção dos valores de resistência à flexão não conseguem prever o comportamento mecânico dos laminados cerâmicos ultrafinos pois estes possuem uma geometria mais complexa e uma população de defeitos específica, e portanto as tensões geradas nessas estruturas são de magnitude e localização diferentes daquelas encontradas em barras para ensaios de flexão (63).

A resistência dos materiais cerâmicos é limitada pela presença de defeitos pré-existent e pelo valor relativamente baixo de tenacidade à fratura (43). O material dissilicato de lítio possui valores de resistência à flexão superiores aos da porcelana feldspática (64), porém esse fato não se refletiu no comportamento mecânico observado nos resultados de carga de fratura obtidos no presente estudo.

Embora não tenha havido diferença estatística entre os valores de carga de fratura das cerâmicas avaliadas, seus modos de falha encontrados foram significativamente diferentes. Os espécimes de porcelana apresentaram fraturas caracterizadas por lascamentos variados e apenas uma fratura da estrutura dental, localizada na coroa do dente. Já os espécimes de vitrocerâmica apresentaram duas fraturas do dente, localizadas na raiz dental, um descolamento do laminado cerâmico ultrafino e uma fratura do laminado cerâmico ultrafino. Como a carga foi semelhante para ambos os materiais, o modo de falha parece estar relacionado à microestrutura do material.

As peças de dissilicato de lítio apresentaram um alto coeficiente de variação (51%) relacionado aos dados de carga de fratura, indicando uma grande variabilidade nos tamanhos dos defeitos iniciadores das falhas, principalmente em comparação com a porcelana, que teve o coeficiente de variação bem menor (16%). Uma possível explicação para a maior variabilidade de tamanhos de defeitos da vitrocerâmica é o fato de que uma população de defeitos superficiais significativamente diferentes podem ter sido introduzidos na peça de dissilicato de lítio durante a usinagem, pois este material possui uma dureza maior que a da porcelana (65, 66). Entretanto, essa hipótese precisaria ser confirmada com uma análise microestrutural superficial dos materiais após usinagem.

Por meio da análise fractográfica dos espécimes foi possível observar que, aparentemente, a porcelana apresentou mais lascamentos do que fraturas da estrutura do dente e isso pode estar associado com sua microestrutura mais porosa (49) e com tenacidade à fratura menor do que a da vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (67, 68). Com a microestrutura composta por uma fase amorfa (vítrea) e uma pequena quantidade de cristais de leucita heterogeneamente dispersos nessa matriz vítrea, as porcelanas são materiais menos tenazes, ou seja, com uma menor capacidade de resistir à propagação instável de trincas ou uma menor capacidade de absorver energia antes que a propagação catastrófica da trinca ocorra (69), com sua tenacidade à fratura de $1,2 \text{ MPa.m}^{1/2}$.

Mesmo a porcelana sendo menos tenaz, esse fato não se refletiu em uma menor carga de fratura do material em relação à vitrocerâmica, porém refletiu-se no modo de fratura. Uma possível explicação para esse fato seria a de que o dissilicato de lítio consegue absorver maior carga e quantidade de energia antes de se fraturar (70), com tenacidade à fratura de $3,5 \text{ MPa.m}^{1/2}$ (71) e microestrutura composta por

70% de cristais finos de dissilicato de lítio embebidos em uma matriz vítrea (72). Dessa forma, a carga aplicada nos espécimes de dissilicato de lítio acaba por superar a capacidade do dente de absorver energia, causando a fratura da estrutura dental.

A fratura do dente pode também estar relacionada à boa adesão através da cimentação do laminado cerâmico ao dente. Uma vez que uma eficiente cimentação adesiva é realizada, a resistência à fratura das cerâmicas aumenta (73), pois o agente cimentante proporciona a adequada transferência de tensões para a estrutura dental. Considerando também o fato de que os dentes utilizados no experimento são desvitalizados, a resistência da estrutura dental provavelmente está bastante reduzida. Sendo assim, a porcelana sofre mais lascamentos, por ser um material mais frágil que o dissilicato de lítio; e o dissilicato de lítio, por sua vez, demonstrou apenas uma fratura do laminado, tendo em 50% dos espécimes a falha encontrada no dente.

Os testes rotineiramente utilizados para determinação da resistência à fratura de materiais cerâmicos são os denominados “crunch the crown”, em que uma ponta indentadora é posicionada sobre o espécime aplicando uma carga até que ocorra danos à superfície do espécime. Esses testes não reproduzem totalmente as condições clínicas às quais são submetidas as coroas cerâmicas e, além disso, os dados de carga de fratura não fornecem informações sobre padrões de tensões gerados em geometrias complexas, como coroas, e as comparações entre os estudos tornam-se impossíveis (74, 75). É importante diferenciar os testes “crunch the crown” dos estudos de fadiga com espécimes de geometria equivalente às coroas clínicas, pois esses fornecem informações replicando melhor o comportamento clínico de fratura dos materiais cerâmicos (50, 59).

O uso de espécimes com formatos geométricos mais simples como barras e discos permite a padronização dos protocolos de carga com controle das tensões geradas, tornando possível as comparações entre materiais testados em diferentes estudos. Contudo, os dados gerados podem fornecer uma medida conservadora do comportamento de fratura (76), e não incluem os fatores geométricos que podem agir modificando a distribuição das tensões ou populações de defeitos dentro um espécime complexo, reduzindo assim o tempo de vida das restaurações. Portanto, testes mais realistas do comportamento clínico de espécimes complexos, como coroas, facetas e laminados cerâmicos, sob uma menor carga simulando as tensões

geradas em testes cíclicos são necessários. Por isso, esse estudo se propôs a desenvolver uma metodologia de fadiga cíclica dos laminados cerâmicos ultrafinos.

Primeiramente, o protocolo de ciclagem testado foi o ciclo mastigatório tipo incisão, com aplicação de uma carga de 40 N com o antagonista dente natural. A ciclagem durou 2.534 ciclos até que houve a fratura do dente antagonista. Devido a essa precoce falha do dente antagonista, uma menor carga foi utilizada no teste seguinte. Novamente o padrão de ciclo mastigatório utilizado foi o de incisão, agora com a aplicação de uma carga de 30 N sobre o antagonista dente natural. Com apenas 10.467 ciclos realizados, o antagonista fraturou-se. A fratura do dente também foi considerada precoce, sendo que a falha provavelmente ocorreu devido ao impacto que o dente antagonista sofre durante o movimento de incisão. Um novo teste foi realizado com a mudança do tipo de movimento, que passou a ser realizado sem impacto do espécime com o antagonista.

Nesse novo teste, o espécime percorreu a borda incisal do dente antagonista simulando o deslizamento que ocorre no movimento protrusivo dos dentes anteriores inferiores. Após 103.772 ciclos detectou-se que a borda incisal do dente antagonista havia sofrido um excessivo desgaste causado pelo espécime. O teste foi então interrompido e houve a troca do antagonista de dente natural por um rolete metálico.

Um novo ciclo foi programado, com o ciclo mastigatório de deslizamento entre o espécime e o antagonista metálico. Após 5.784 ciclos, o laminado cerâmico ultrafino fraturou. Aparentemente a ciclagem estava causando uma tensão muito alta no espécime e tivemos dificuldades em estabelecer a tensão real gerada no dente, o que nos levou a considerar uma nova mudança na carga aplicada na ciclagem. Um novo teste foi realizado com a aplicação de 20 N, com ciclo mastigatório do tipo deslizamento e antagonista rolete metálico. Com 536.818 ciclos, foi detectado que o rolete metálico havia sofrido grande desgaste causado pelo laminado cerâmico ultrafino.

Poucos estudos avaliaram a simulação da mastigação em laminados cerâmicos ultrafinos e uma padronização dos testes é necessária para comparação entre os estudos. As diversas variáveis encontradas no ambiente oral e as limitações em reproduzi-las num ambiente *in vitro* tornam os testes muito complexos. A utilização de um antagonista dente natural seria o ideal para a simulação do esmalte dental, bem como as dimensões do dente natural. Porém, a dificuldade em padronizar os dentes utilizados e também a dificuldade em estabelecer os padrões

dos pontos de contato na guia incisal dos dentes inferiores, torna o rolete metálico o antagonista elegível para a simulação da mastigação.

Sobre o tipo de ciclo mastigatório utilizado, o ideal seria a realização de ambas as formas, tanto a incisão simulando o movimento de corte dos alimentos, quanto o deslizamento que simula o movimento de protrusão realizado pela mandíbula. O impacto causado pelo tipo de ciclo incisão precisa ser minimizado para que não interfira nas tensões geradas nos espécimes, resultando numa fratura precoce. Uma forma possível de tentar evitar esse impacto seria a utilização de um material que simulasse a função do ligamento periodontal no alvéolo dos dentes.

Já a variável carga mostrou-se a mais complexa de ser determinada. Isso porque esse fator varia de indivíduo para indivíduo e diversos estudos apontam resultados bastante distintos. Portanto, o ideal seria a realização de seis grupos de espécimes de cada material, tanto de vitrocerâmica quanto de porcelana, com protocolos de carga variando entre 20, 30 e 40 N, para ambos os tipos de ciclo mastigatório, incisão ou deslizamento. Dessa forma, espera-se que os resultados da simulação possam definir as variáveis que influenciam na mastigação e justifique o sucesso dos laminados cerâmicos ultrafinos obtido até o presente momento nos estudos *in vivo*.

7 CONCLUSÕES

O material utilizado não afetou a carga de fratura dos laminados cerâmicos ultrafinos quando o teste estático foi utilizado. Entretanto, o modo de falha dos dois materiais testados foi significativamente diferente, sendo que a porcelana sofreu mais lascamentos do que o dissilicato de lítio; o qual, por sua vez, apresentou a maioria das falhas relacionadas à estrutura dental.

Não foi possível determinar uma combinação de parâmetros da ciclagem mecânica que permitisse a determinação de parâmetros de fadiga de laminados cerâmicos ultrafinos, já que o número máximo de ciclos alcançados foi de 536.818 ciclos. As principais dificuldades relacionadas ao ensaio de fadiga foram: a determinação da carga, o tipo de ciclo mastigatório e a definição do tipo de antagonista. Dessa forma, estudos futuros ainda precisam ser realizados para que se alcance uma metodologia apropriada que permita determinar parâmetros de fadiga clinicamente relevantes para laminados cerâmicos ultrafinos em dentes anteriores.

REFERÊNCIAS¹

1. Kelly JR. Dental Ceramics. J Am Dent Assoc. 2008;139:S4-S7.
2. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am. 2007;51(3):713-27.
3. Dumfahrt H, Schaffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. Int J Prosthodont. 2000;13(1):9-18.
4. da Cunha LF, Reis R, Santana L, Romanini JC, Carvalho RM, Furuse AY. Ceramic veneers with minimum preparation. Eur J Dent. 2013;7(4):492.
5. Calamia J. Indications for porcelain veneers. Etched porcelain veneers: a new treatment modality. NYJ Dent. 1983;53:255-9.
6. Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. Dent Clin North Am. 2011;55(2):353-70.
7. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 2008;139:S14-S8.
8. McLaren EA, Whiteman YY. Ceramics: rationale for material selection. Compend Contin Educ Dent. 2010;31(9):666-8.
9. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. J Esthet Restor Dent. 2005;17(4):224-35.
10. Friedman MJ. Commentary. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. J Esthet Restor Dent : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2012;24(4):266-7.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

11. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*. 2000;28(3):163-77.
12. Belser UC, MACNE P, MACNE M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *J Esthet Restor Dent*. 1997;9(4):197-207.
13. Strassler HE. Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *Gen Dent*. 2007;55(7):686-94; quiz 95-6, 712.
14. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 2000;28(7):529-35.
15. Araújo MDd. Efeito do processamento e da inclusão de fibras nas propriedades mecânicas e ópticas de uma porcelana odontológica. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2011.
16. Anusavice K. Cerâmicas odontológicas. Anusavice KJ Philips materiais dentários 11ª ed Rio de Janeiro: Elsevier. 2005:619-77.
17. Camargo MA, Santana AC, Cara A, Roda MI, Melo R, Mandetta S, et al. Lado preferido da mastigação. Acaso ou oclusão. *Rev Odonto USP*. 2008;20(1):82-6.
18. Glickman I, Haddad AW, Martignoni M, Mehta N, Roeber FW, Clark RE. Telemetric comparison of centric relation and centric occlusion reconstructions. *J Prosthet Dent*. 1974;31(5):527-36.
19. Woda A, Vigneron P, Kay D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: a review of the literature. *J Prosth Dent*. 1979;42(3):335-41.
20. Pound E. The mandibular movements of speech and their seven related values. *J Prosthet Dent*. 1966;16(5):835-43.
21. Gibbs CH, Messerman T, Reswick JB, Derda HJ. Functional movements of the mandible. *J Prosthet Dent*. 1971;26(6):604-20.
22. Van der Bilt A, Engelen L, Pereira L, Van der Glas H, Abbink J. Oral physiology and mastication. *Physiol Behav*. 2006;89(1):22-7.

23. Kohyama K, Kobayashi S, Hatakeyama E, Suzuki T. Electromyographic study of mastication of kelp snack. *J TEXTURE STUD*. 2000;31(5):577-90.
24. Parfitt GJ. The dynamics of a tooth in function. *JOP*. 1961;32(2):102-7.
25. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*. 2004;49(10):805-16.
26. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*. 1977;35(6):297-303.
27. Dean JS, Throckmorton GS, Ellis E, Sinn DP. A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992;50(12):1284-8.
28. Coffey J, Williams W, Turner G, Mahan P, Lapointe L, Cornell C. Human bite force discrimination using specific maxillary and mandibular teeth. *J Oral Rehabil*. 1989;16(6):529-36.
29. Kawamura Y. Recent concepts of the Physiology of mastication. *Adv Oral Biol*. 1963;1:77-109.
30. Ashwini B. Minimal Preparation Porcelain Veneer: A Better Option for Restoration of Esthetics. *Int J Dent Med Res* | Mar-Apr. 2015;1(6):106.
31. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2002;87(5):503-9.
32. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*. 2004;6(1):65-76.
33. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6-to 12-year clinical evaluation—a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005;25(1):9-17.
34. Gurel G, Calamita MA, Coachman C, Morimoto CS, Sesma N. Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2013;33:31-9.

35. D'arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clin Oral Investig*. 2012;16(4):1071-9.
36. Friedman M. A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(6):625-8, 30, 32 passim; quiz 38.
37. 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(2):171-80.
38. Nordbo H, Rygh-Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *J Dent*. 1994;22(6):342-5.
39. Schmidt KK, Chiayabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent t*. 2011;105(6):374-82.
40. Tysowsky G. The science behind lithium disilicate: today's surprisingly versatile, esthetic & durable metal-free alternative. *Oral Health*. 2009;99(3):93.
41. Vivadent I. IPS e. max lithium disilicate: The future of all-ceramic dentistry—material science, practical applications, keys to success. Amherst, NY: Ivoclar Vivadent; 2009 1-15.
42. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc*. 2010;141:10S-4S.
43. Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater*. 2011;27(12):1259-66.
44. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*. 1995;73(5):411-8.
45. Bottino MA, Salazar-Marcho SM, Leite FP, Vasquez VC, Valandro LF. Flexural Strength of Glass-Infiltrated Zirconia/Alumina-Based Ceramics and Feldspathic Veneering Porcelains. *J Prosthodont*. 2009;18(5):417-20.

46. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:14S-21S.
47. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
48. Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater.* 2013;29(1):85-96.
49. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011;27(4):394-406.
50. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013;41(12):1135-47.
51. Junior. WD Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. Rio de Janeiro: LTC. 2002.
52. Borba M. Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2010
53. Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry: Artes Médicas; 2009.
54. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dental Materials.* 1995;11(2):103-10.
55. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical Crack Propagation in 3Y-TZP Ceramics: Static and Cyclic Fatigue. *J Am Ceram Soc.* 1999;82(11):3129-38.
56. Michalske TA, Freiman SW. A molecular mechanism for stress corrosion in vitreous silica. *J Am Ceram Soc.* 1983;66(4):284-8.
57. Hermann I, Bhowmick S, Zhang Y, Lawn BR. Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: trilayer structures. *J Mater Res.* 2006;21(02):512-21.
58. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont.* 2005;19(5):442-8.

59. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci-mater M* 2007;18(1):47-56.
60. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HA. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater*. 2007;23(11):1397-404.
61. Júnior B, de Sousa V, Ursi WJdS. The pre-adjusted appliance: evolution and prescriptions. *Rev Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*. 2006;11(3):104-56.
62. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995;74(9):1591-6.
63. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652-61.
64. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater*. 2009;25(9):e63-e71.
65. Souza Júnior ARd. Efeito dos processos de cristalização nas propriedades mecânicas e morfologia do sistema cerâmico de dissilicato de lítio [tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2014.
66. Oliva EAd. Influência do método de processamento, sinterização convencional ou injeção a vácuo, na resistência à flexão e dureza de porcelanas feldspáticas [tese]. Araraquara: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, 2006.
67. Cesar PF, Yoshimura HN, Júnior WGM, Okada CY. Correlation between fracture toughness and leucite content in dental porcelains. *J Dent*. 2005;33(9):721-9.
68. Scherrer S, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K IC) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater*. 1999;15(5):342-8.
69. Gonzaga CC, Yoshimura HN, Cesar PF, Miranda Jr WG. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci-Mater M*. 2009;20(5):1017-24.
70. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*. 2004;20(5):441-8.

71. Martins L, Lorenzoni F, Farias B, Lopes L, Bonfante G, Rubo J. Biomechanical behavior of dental ceramics: review. *Cerâmica*. 2010;56(338):148-55.
72. Ritter RG. Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22(5):332-41.
73. Chen J-H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent*. 1998;26(1):53-8.
74. Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Della Bona A. The slippery slope—critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater*. 2012;28(1):41-51.
75. Hooi P, Addison O, Fleming G. strength Determination of brittle Materials as curved Monolithic structures. *J Dent Res*. 2014:0022034514523621.
76. Qasim T, Bush MB, Hu X, Lawn BR. Contact damage in brittle coating layers: influence of surface curvature. *J Biomed Mater Res: Part B: Applied Biomaterials*. 2005;73(1):179-85.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Efeito do processamento e do tipo de agente cimentante no tempo de vida de lâminas ultrafinas de porcelana **Pesquisador:** Stephanie Soares Favero

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 44495315.9.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.121.888

Data da Relatoria: 24/06/2015

Apresentação do Projeto:

A odontologia restauradora procura técnicas cada vez menos invasivas, com a finalidade de preservar a estrutura dental remanescente. Na odontologia restauradora e estética as facetas ultra finas, conhecidas como lente de contato, estão cada vez mais em evidencia. Esta pesquisa trata de materiais para a sua confecção e cimentação.

Objetivo da Pesquisa:

Os objetivos desta pesquisa são:

- 1) Determinar o tempo de vida e o modo de falha de lâminas ultrafinas de porcelana feldspática em função do tipo de processamento (sinterização, injeção ou CAD-CAM) e do agente cimentante (cimento resinoso específico para cimentação de facetas ou resina composta restauradora pré aquecida). Os lâminas ultrafinas de dissilicato de lítio (CAD-CAM) serão utilizadas como controle positivo.
- 2) Avaliar o efeito do processamento na microestrutura, propriedades mecânicas e ópticas da porcelana feldspática utilizada na primeira fase deste projeto.
- 3) Comparar o grau de conversão, as propriedades mecânicas e ópticas dos dois tipos de agente cimentantes utilizados na primeira fase do projeto.

Continuação do Parecer: 1.121.888

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Como se trata de estudo em dentes cedidos pelo "Banco de Dentes da Fousp", não há riscos envolvidos. Apesar de que os pesquisadores alegarem que a pesquisa não trará benefícios o projeto mostra que será bastante importante para o conhecimento da confecção e cimentação das facetas ultra finas em cerâmicas no que se refere a sua performance clínica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa está bem delineada e trará importantes benefícios para o conhecimento desta técnica muito pouco estudada.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos de apresentação obrigatórios; folha de rosto, projeto na íntegra e o termo do banco de dentes da FOUSP cedendo os dentes, estão de acordo com as exigências do CEP-FO.

Recomendações:

Não há recomendações para os pesquisadores, apenas lembra-los de que tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final ao término do trabalho. Qualquer modificação do projeto original deve ser apresentada a este CEP, de forma objetiva e com justificativas, para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto está de acordo com as normas do CEP e não há nada de fira a ética em pesquisa

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Continuação do Parecer: 1.121.888

SAO PAULO, 24 de Junho de 2015

Assinado por:
Décio dos Santos Pinto Junior
(Coordenador)