

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo desta tese
será disponibilizado somente a partir
de 17/12/2016.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

REGINA FURBINO VILLEGAS ROCHA

**EFEITO DE DUAS TÉCNICAS DE GRADAÇÃO DA ZIRCÔNIA NO
LIMITE DE FADIGA DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS
MONOLÍTICAS DE TRÊS ELEMENTOS**

2016

REGINA FURBINO VILLEGORT ROCHA

**EFEITO DE DUAS TÉCNICAS DE GRADAÇÃO DA ZIRCÔNIA NO LIMITE DE
FADIGA DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS MONOLÍTICAS DE TRÊS
ELEMENTOS**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Assoc. Dr. Luiz Felipe Valandro Soares
Coorientadora: Profa. Dra. Renata Marques de Melo Marinho

São José dos Campos

2016

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2016]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Rocha, Regina Furbino Villefort

Efeito de duas técnicas de gradação da zircônia no limite de fadiga de próteses parciais fixas monolíticas de três elementos / Regina Furbino Villefort Rocha. - São José dos Campos : [s.n.], 2016.
102 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2016.

Orientador: Luiz Felipe Valandro Soares

Coorientadora: Renata Marques de Melo Marinho

1. Dióxido de silício. 2. Estresse mecânico. 3. Prótese dentária. 4. Vidro. 5. Zircônio. I. Soares, Luiz Felipe Valandro, orient. II. Marinho, Renata Marques de Melo, coorient. III. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho'. V. UNESP - Univ Estadual Paulista. VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Dr. Luiz Felipe Valandro Soares (Orientador)
Universidade Federal de Santa Maria

Prof. Tit. Marco Antonio Bottino
UNESP - Univ Estadual Paulista
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Assoc. Dr. Paulo Francisco César
USP - Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia

Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante
USP - Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Prof. Dra. Lilian Costa Anami
UNESP - Univ Estadual Paulista
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 17 de junho de 2016.

DEDICATÓRIA

Aos meus filhos **Henrique** e **Beatriz** que apoiaram minha decisão de estudar “um pouco longe” de casa. Orgulho-me ao ver que souberam usar os períodos em que estive ausente para desenvolverem autonomia nas tomadas diárias de decisões, aumentarem a auto-confiança e amadurecerem de forma saudável. Isso me deu paz, tranquilidade e segurança para seguir com o curso até o fim. Emociono-me ao ver que “brotaram-lhes asas”, que crescerão e permitirão que eles sejam adultos preparados para voos de águia. Todo meu amor aos dois.

Aos meus pais **Luiz Villefort** e **Maria Madalena Furbino Villefort**, que com sabedoria ensinaram aos filhos: amar e respeitar ao próximo e valorizar a moral e ética. Valores que não aprendemos em bancos de escola, mas são essenciais a um cientista, e não tem preço. Eles também ensinaram-me que ser é infinitamente mais importante do que ter.

À minha “mãe” e mentora em São José dos Campos: **Marina Amaral**. Com poucas palavras e muitas ações, cuidou para que eu pudesse vencer obstáculos e seguir adiante na jornada acadêmica. Não há como expressar a dimensão de meu apreço, respeito e consideração.

Ao meu esposo **Arley** que assumiu os cuidados com os filhos e a administração da casa, nos dias em que não podia estar presente.

À minha irmã **Lila**, que silenciosa e anonimamente ofereceu-me ajuda e suporte para que eu pudesse sonhar e voar mais alto.

AGRADECIMENTOS

Ao Deus de amor e de imensa bondade, que proporcionou-me “bons encontros”, tornando possível a realização de mais uma etapa de minha carreira acadêmica. “Porque Dele e por Ele, e para Ele, são todas as coisas; glória, pois, a Ele eternamente”.

*Ao professor apaixonado pela odontologia, com carreira consolidada nacional e internacionalmente. Exemplo de dedicação à ciência e à pós-graduação, permitiu-me conhecer o curso para o qual trabalhou com afinco desde sua implementação, garantindo um lugar de destaque para a Odontologia Brasileira no cenário acadêmico mundial. Com um misto de orgulho e humildade absorve o conhecimento gerado por seus alunos e parceiros preocupando-se com a carreira de cada um deles. Agradeço imensamente ao professor titular **Marco Antonio Bottino** pela oportunidade que a mim foi dada, pelo incentivo à produção científica e pelas providências necessárias para que os projetos pudessem ser realizados, em meio a um cenário político-financeiro desfavorável ao desenvolvimento da ciência no país.*

*Ao professor que proporcionou-me crescimento intelectual e pessoal. Mais jovem do que eu, com carreira acadêmica ímpar, mostrou-me como é possível comandar um grupo de jovens pesquisadores, reconhecendo as qualidades e limitações de cada um. Exigente, estimula seus orientados a produzirem além do que se julgam capazes, ampliando o potencial de cada um. Comanda um laboratório onde se respira ciência e que funciona graças à sua capacidade em reconhecer talentos, em delegar funções e administrar questões político-administrativas. Tem um trabalho de base interessante e com intervenções precisas e visão ampla, possibilita produção científica de excelência, mesmo com poucos recursos financeiros. Ao professor Dr. **Luiz Felipe Valandro Soares**, meu orientador, exemplo de empenho para promoção do avanço da ciência em seu local de origem, minha gratidão.*

À jovem professora, extremamente competente e gentil, que sem sombra alguma de soberba, gerencia os projetos de pesquisa, zelando pelo bom andamento dos trabalhos, com muito respeito aos seus superiores

e subordinados. Sempre calma e solícita, dedica-se à pesquisa num país onde a profissão não é devidamente reconhecida e onde as mulheres ainda lutam muito para mostrar seu trabalho. À professora e pesquisadora Dra. **Renata Marques de Melo Marinho**, minha coorientadora, exemplo de que as mulheres conseguem conciliar com sucesso os papéis de esposa, mãe e profissional competente. Meus sinceros agradecimentos.

À nobre jovem que, tendo idade para ser minha filha, foi mais do que uma mãe para mim. Além de acolher-me em sua casa, orientou-me durante todo o curso, mostrando que menos pode ser mais, e que o perfeccionismo e minimalismo podem comprometer a exequibilidade de um projeto. Foi um exemplo de competência profissional, firmeza, compromisso, determinação, condução ética, e manutenção do equilíbrio emocional em meio a turbilhões. Era doutoranda quando nos encontramos. Atualmente Dra. **Marina Amaral** é professora e está inserida com sucesso em um programa de pós-graduação. Foi um marco em minha vida. Ficará para sempre registrada em minha memória. Nunca cansarei de agradecer e reconhecer sua imensa contribuição para execução de minha tese.

Aos engenheiros, que conheci por intermédio da profa. Renata, e que tiveram papel fundamental na execução dos experimentos. Oriundos de instituições de ensino de qualidade internacional, o professor Dr. **Yu Zhang** (NYUCD) e o Dr. **Tiago Moreira Bastos Campos** (ITA), ampliaram meus horizontes na fronteira do conhecimento. Agradeço a parceria e a oportunidade de trabalho.

Ao gentil, humilde e extremamente competente professor que supervisionou parte da fase experimental na UFSM e contribuiu muito na descrição e discussão dos resultados. Sinceros agradecimentos ao alegre e prestativo professor Dr. **Gabriel Kalil Rocha Pereira**.

À jovem intrépida e extremamente focada que mostrou que agilidade e produção de qualidade são compatíveis. Sempre de olho no relógio, na parceria de projetos não permitiu que eu perdesse o “timing”. “*Keep moving*” e “*just do it*” foram as palavras de ordem. Meu agradecimento à professora Dra. **Lilian**

Costa Anami que ensinou-me a produzir em ritmo acelerado.

Aos demais parceiros na elaboração de artigos, que contribuíram para meu crescimento e evolução nos processos de produção e escrita de artigos científicos: prof. Titular Dr. **Clóvis Pagani**, prof. Dr. **Eduardo Bresciani**, prof. Dr. **Guilherme Saavedra**, prof. Dr. **Ivan Balducci**, profa Titular **Márcia Valera**, profa. Dra. **Mutlu Özcan**, prof. Dr. **Rodrigo Othávio**, prof. Dr. **Sieghard Heintze**, prof. Dr. **Sigmar Rode** e à doutoranda **Érica Crastechini**. Muito obrigada pelas parcerias e oportunidades de aprendizagem.

Aos docentes de disciplinas que ampliaram meu conhecimento técnico-científico e clínico: prof. Dr. **Alexandre Borges**, prof. Dr. **Alberto Noriuki**, prof. Dr. **Guilherme Saavedra**, prof. Dr. **Renato Nishioka** e prof. Dr. **Rubens Tango**. Em especial ao prof **Alexandre** por nos levar ao CTI Renato Archer onde pude conhecer de perto técnicas avançadas de rotas de processamento. E ao prof. **Guilherme** que nos deu oportunidades únicas de aquisição de conhecimentos voltados para a atividade clínica de excelência, trazendo palestrantes de alto gabarito e transmitindo seu conhecimento e experiência com dedicação.

Aos professores que se alegram em compartilhar experiências e transmitir conhecimento. São pesquisadores respeitados no meio acadêmico, mas extremamente acessíveis. Contribuíram para o enriquecimento de minha tese ao indicar leituras pertinentes e discutir tópicos importantes do trabalho. Com respeito e admiração agradeço aos jovens professores Dr. **Paulo Francisco César** e Dr. **Estevam Augusto Bonfante**.

À meiga e competente graduanda em Engenharia Química da UFSCar, **Luiza Villefort Bisinoti**, que me ciceroneou quando estive em São Carlos e também ajudou na seleção de termos apropriados para discorrer sobre os processos na engenharia de materiais. Obrigada sobrinha querida.

Aos colegas da turma MS 2014. Uma turma cheia de vigor e juventude. Eles tinham de nascido o tempo que eu tinha de profissão. Mas, foram eles que incluíram-me na turma, apresentaram-me ao sistema, e alegraram meus dias aqui em SJC. Aprendi muito com cada um desses jovens especiais: **Ana Flávia dos**

Reis, Leandro de Santis, Nayara Barchetta, Pollyanna Nogueira, Rafaela Canavezzi e Tabata Sato.

Aos alunos das turmas anteriores e posteriores à minha: **Alecsandro, Aline Lins, Aline Barcelos, Amanda, Anna Karina, Ana Carolina, Carol Cotes, Carol Martinelli, Fernanda Campos, Fernanda Papaiz, Gabriela Nishioka, Gabriela Freitas, Hilton, João, Júlio, Lígia, Nathália, Patrícia, Pedro Corazza, Priscilla, Ronaldo, Sabrina, Sarina, Samia e Vinícius Anéas.** Agradeço o apoio, a camaradagem, as dicas, as trocas de experiência e a agradável convivência. Agradecimento especial ao suporte que me deram no dia do meu EGQ.

Agradecimento carinhoso às meninas que, assim como a Marina, dividiram espaço comigo durante minha estadia em SJC: **Ana Carol, Carol, Daiane, Amanda, Daniela, Camila** e aos que calorosamente me hospedaram no RS: **Taiane, Catina, Vanessa, e Bernardo.** Sentirei saudades das conversas dos finais de tarde.

Impressionou-me na Unesp SJC a boa vontade dos servidores. Sempre atendendo com um sorriso no rosto e claras demonstrações de boa vontade. Em todos os ambientes, Biblioteca, Laboratórios de Prótese, Triagem, Esterilização, Núcleo de Informática, Escritório de Pesquisa, Portaria, Lanchonete, Secretaria da pós encontrei sempre pessoas dispostas a contribuir. Agradecimento especial à **Tháís e Márcio, Fernandinho Lilian e Marcão, Rose, Ivan, Bruno e Sandra, Carlos Guedes, Renata e Ângela, Juliana** e ao saudoso **Marcos Vestali.**

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” na pessoa do prof. Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora que, sob coordenação da prof. Márcia Valera e do prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges, ofereceu-me grandes oportunidades de aprendizagem em palestras ministradas por professores do Brasil e do exterior.

Ao Laboratório de Prótese e Materiais Dentários do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP SJC pelo uso de equipamentos indispensáveis à elaboração dos projetos. Agradecimento especial aos técnicos Marcos Vestali (*in memoriam*) e Márcio Marques pelas inúmeras contribuições na solução de problemas e instrução no uso dos equipamentos durante execução dos projetos. À Dra. Thais Paradella que além de auxiliar nos ensaios, e no uso do sistema CAD/CAM, empenha-se na aquisição de “lindas imagens” para nossos projetos.

Ao Laboratório de Biomateriais e Biomimética da Universidade de Nova York onde parte dos experimentos foi realizada.

Ao Laboratório de Prótese da Universidade Federal de Santa Maria pelo uso de equipamentos para a execução do ensaio de fadiga.

Ao Laboratório de Bioengenharia do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP SJC, pelo uso de equipamentos.

À empresa VITA pelas condições especiais para aquisição do material.

A Coordenação de Aperfeiçoamento Profissional (CAPES) pela concessão da bolsa.

“Eu acredito na intuição e na inspiração. A imaginação é mais importante que o conhecimento. O conhecimento é limitado, enquanto a imaginação abraça o mundo inteiro, estimulando o progresso, dando à luz à evolução. Ela é, rigorosamente falando, um fator real na pesquisa científica”. Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	12
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	19
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	20
RESUMO.....	22
ABSTRACT.....	23
1 INTRODUÇÃO	24
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	27
2.1 Classificação dos materiais cerâmicos	27
2.2 Materiais com gradiente funcional.....	31
2.3 Restaurações em zircônia monolítica.....	40
2.4 Fadiga do material	42
2.5 Teste de fadiga	49
2.6 Análise fractográfica	51
3 PROPOSIÇÃO	54
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	55
4.1 Material.....	55
4.2 Preparo dos corpos de prova.....	57
4.2.1 Confecção dos pilares	58
4.2.2 Desenho e fresagem assistidos por computador – CAD/CAM.....	58
4.2.3 Gradação e sinterização das PPFs	64
4.2.4 Cimentação	68
4.2.5 Inclusão dos pilares em poliuretano.....	72
4.3 Ensaio mecânicos	73
4.3.1 Ensaio monotônico	73
4.3.2 Teste de fadiga – <i>Staircase test</i>	74
4.4 Análises.....	75
4.4.1 Análise estatística	75

4.4.2 Análise das falhas	76
5 RESULTADO	77
5.1 Distribuição dos dados	77
5.2 Limite de fadiga – <i>Staircase test</i>	77
5.3 Análise das falhas e características topográficas.....	79
6 DISCUSSÃO	86
6.1 Método de pesquisa	86
6.2 Efeitos da gradação do material	87
7 CONCLUSÃO	91
8 REFERÊNCIAS.....	92

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – A) Representação tridimensional de tetraedros de sílica: quatro átomos de oxigênio (representados em vermelho) ao redor de um átomo de silício; B) dióxido de silício com tetraedros de sílica arranjados de forma desordenada (estado vítreo); C) dióxido de silício no estado cristalino (quartzo). (Adaptado de Pereira MM et al., 2006)..... 28
- Figura 2 - Diagrama representativo do sistema de classificação dos materiais cerâmicos e do tipo-cerâmicos proposto por Gracis et al. (2015), com alguns exemplos de marcas disponíveis comercialmente..... 30
- Figura 3 - Representação da moderna hierarquia dos materiais. (Adaptado de Jha et al., 2013)..... 32
- Figura 4 - Esquema representativo dos métodos de processamento para fabricação de *FGMs*. (Baseado em Myiamoto, 1999)..... 35
- Figura 5 - Esquema representativo do processo de infiltração. Os átomos de silício (círculos claros) difundem-se na rede de zircônia (círculos escuros) quando o material é aquecido durante a sinterização..... 40
- Figura 6 - Diferentes fases da vida em fadiga e fatores relevantes. (Baseado em Schijve, 2003)..... 43
- Figura 7 – Diagrama representativo do cenário e dos vários aspectos envolvidos nos problemas de fadiga de estruturas. (Adaptado de Schijve, 2003)..... 44
- Figura 8 – Gráfico de dispersão de Ashby mostrando relações resistência-tenacidade para materiais de engenharia. As linhas diagonais mostram o tamanho da zona plástica, $K_c^2 / \pi \sigma_y^2$, onde K_c é a tenacidade à fratura e σ_y a

tensão de escoamento. Os pequenos círculos na cor púrpura indicam os compósitos de vidros metálicos. As cerâmicas de engenharia e os silicatos apresentam menor tenacidade à fratura e estão na parte inferior do gráfico. (Adaptado de Demetriou et al., 2011)..... 47

Figura 9 - Esquema ilustrativo de como a resistência e o comportamento da fratura podem ser considerados em termos de mecanismos de tenacidade intrínseca (plasticidade) versus tenacidade extrínseca (blindagem) associados à extensão da trinca. (Adaptado de Ritchie, 2011)..... 48

Figura 10 - A e D) Projetos dos pilares mesial e distal; B e C) pilares 45 e 47 fabricados com material análogo à dentina (NEMA grade G10). (Baseado em Corazza et al., 2013)..... 57

Figura 11 – A) *Scanner* óptico com modelo master posicionado na base. A área delimitada por linhas pontilhadas foi ampliada e pode ser vista em B; B) vista ampliada do modelo master assentado na base. A área delimitada por linha pontilhada foi ampliada e é mostrada em C; C) troquéis vazados em gesso antireflexivo..... 58

Figura 12 – A) Vista oclusal do modelo biogênico da PPF obtido com programa inLab SW4.2, com anatomia simplificada; B) vista vestibular dos desenhos dos elementos 46 e 47 e imagem do pilar do 45 em gesso. A seta indica o desenho do conector do tipo anatômico..... 59

Figura 13 – Desenho da PPF de 3 elementos (45 a 47) auxiliado por computador. A) vista lingual; B) vista vestibular; C) localização virtual da ponte no interior do bloco de 3Y-TZP; D) vista interna dos pilares; E) vista oclusal..... 60

Figura 14 - Bloco de zircônia pré-sinterizada e PPF de 03 elementos obtida a partir da fresagem do mesmo..... 60

Figura 15 - Fresagem dos blocos de 3Y-TZP: A) inserção do bloco na fresadora; B) processo de fresagem concluído; C e D) separação da ponte do montador metálico com disco de carborundum; E) pontas diamantadas utilizadas para regularização da área de separação; F) polimento da face mesial do pré-molar..... 61

Figura 16 - Irregularidades nas amostras antes da sinterização. A) face mesial do pré-molar com dano provocado por pontas diamantadas após a separação do montador; B) face vestibular do pré-molar mostrando defeito causado pelo processo de fresagem na área de conector; C e D) defeitos na linha de término cervical das coroas de pré-molar e molar..... 62

Figura 17 - Processos de gradação e sinterização das PPFs dos três grupos experimentais..... 63

Figura 18 - Infiltração das PPFs pelo método sol-gel. A) PPFs posicionadas com a face oclusal voltada para baixo; B e C) quantidade de líquido sobrenadante; D) secagem com face oclusal voltada para cima..... 65

Figura 19 - Comparação das dimensões da prótese antes e após a sinterização, ilustrada por uma amostra após a fresagem e uma amostra do grupo controle após da sinterização final. A) vista oclusal; B) vista vestibular; C) prótese sinterizada apoiada sobre a prótese não sinterizada, mostrando a redução das dimensões..... 66

Figura 20 - Diferença na cor e no brilho superficial das PPFs, dos diferentes grupos, após a sinterização..... 67

Figura 21 - Redução dos defeitos cervicais após a sinterização. A) linha de término cervical do pilar 47 antes e B) após a sinterização..... 67

Figura 22 – Tratamento de superfície dos pilares de G10. A) condicionamento com HF 10%; B) lavagem; C) aplicação do silano; D) pilares prontos para

cimentação..... 68

Figura 23 - Tratamento de superfície das PPFs conforme os grupos experimentais. A) silicatização com Rocatec de uma amostra do grupo controle; B) aplicação de ácido fluorídrico 5% na amostra do grupo GZG; C) aplicação de ácido fluorídrico 2% na amostra do grupo SSG; D) agente silano; e E) sistema adesivo empregados em todos os grupos experimentais..... 69

Figura 24 - Cimentação de uma PPF nos pilares de G10. A) cimentação do pré-molar; B) remoção dos excessos de cimento; C) aplicação do cimento no pilar distal; D) cimentação concluída..... 70

Figura 25 - Matriz de alumínio para padronização dos corpos de prova. A) matriz desmontada; B) parafuso que possibilitava a abertura da matriz para remoção do bloco de poliuretano; C) aplicação de vaselina sólida com pincel antes da inclusão em poliuretano; D) ponte fixa cimentada sobre pilares de G10, sendo posicionada para inclusão em poliuretano..... 71

Figura 26 - Ensaio monotônico em máquina de testes universal (EMIC). A) pistão aplicador de força em carbide-tungstênio; B) posicionamento do pistão na vertente interna da cúspide vestibular do primeiro molar inferior (pôntico); C) dispositivo com inclinação de 30° submerso em tanque com água destilada; D) amostra fraturada..... 72

Figura 27 – Posicionamento de uma amostra na máquina para teste *staircase*. A) verificação da posição do pistão no sentido vestibulo-lingual; B) verificação da posição do pistão no sentido méσιο-distal; C) amostra a ser testada submersa em tanque com água destilada; D) máquina de ensaio com dispositivo angulado em posição..... 74

Figura 28 – Perfis *staircase* dos três grupos experimentais. As formas geométricas sem preenchimento indicam as amostras que fraturaram..... 77

Figura 29 - Padrões de fratura nos grupos experimentais. Apenas os grupos CTL e GZG apresentaram origem na face oclusal (amostras A e B respectivamente), sendo esse o padrão predominante no grupo GZG; C, D e E) amostras dos grupos controle (C), sílica sol-gel (D) e GZG (E), mostrando que em todos os grupos algumas fraturas tiveram origem no conector mesial. As fraturas iniciavam na face vestibular do conector mesial e corriam para oclusal e lingual. Em alguns casos ocorria evento secundário no conector distal (D e E). Esse foi o padrão predominante no grupo SSG; F, G e H) amostras dos grupos controle (F), sílica sol-gel (G) e GZG (H), com origem da fratura no conector distal. As fraturas iniciavam na face vestibular do conector distal e corriam para oclusal e lingual do pântico e cervical do pilar 47. Em alguns casos ocorria evento secundário no conector mesial (F G e H).....

79

Figura 30 - Sequência de análise da amostra 6 pertencente ao grupo GZG: A) remontagem dos fragmentos recuperados após a fratura; B) vista vestibular da área de conector distal; C) mesma área sem o fragmento interposto entre as porções vestibular e lingual do pântico; D) pesquisa de marcas de fratura no fragmento, pintado com caneta à base d'água; E) vista lingual do pilar 45; F) mesma área após a remoção do fragmento maior. É possível observar os danos na região subjacente ao ponto de aplicação da carga; G) porção vestibular do fragmento mostra *cone cracks*, *compression curl* e *twist hackles*; H) vista oclusal do pântico onde é possível identificar as marcas dos pontos de contato entre o pistão e a superfície, e a separação do pântico em porções vestibular e lingual; I) porção lingual do pântico; J) porção vestibular do pântico após pintura com caneta à base d'água.....

80

Figura 31 - Mapeamento da origem da fratura na amostra 7 do grupo controle. A) a remontagem dos fragmentos da amostra indica que a fratura correu de distal para mesial e o círculo amarelo delimita a região suspeita de conter a origem da fratura; B) vista vestibular do pântico na região de conector distal, com seta apontando a área investigada; C) vista interna do conector distal após a metalização, sendo que a região delimitada por linhas pontilhadas contém a origem da fratura; D) Fotomicrografia com aumento de 40x da área mostrada em

C; E) aumento de 100x da área delimitada por linhas pontilhadas em D, com setas indicando a direção de propagação da fratura, partindo do defeito iniciador; F) semicírculo translúcido restringe a área suspeita sob investigação (magnificação de 400x); G) a estrela indica a origem da fratura (magnificação: 1000x)..... 81

Figura 32 - Mapeamento da fratura na amostra 2 do grupo SSG. A) a remontagem dos fragmentos da amostra indica que a fratura correu de mesial para distal e o círculo azul delimita a região suspeita de conter a origem da fratura; B) vista vestibular do pré-molar na região de conector mesial; C e D) vista vestibular e interna do conector mesial após a metalização, com seta apontando a área investigada; E) Fotomicrografia com aumento de 40x da área mostrada em D; F) Aumento da área delimitada por linhas pontilhadas em E, com setas indicando a direção de propagação da fratura, partindo do defeito iniciador (magnificação: 100x); G) semicírculo translúcido restringe a área suspeita sob investigação (magnificação de 400x); H) a estrela indica a origem da fratura (magnificação: 800x)..... 82

Figura 33 - Mapeamento da fratura na amostra 15 do grupo GZG. A) a remontagem dos fragmentos indica que a fratura iniciou na oclusal, correu para distal e depois para mesial (setas); B) o círculo delimita a região suspeita de conter a origem da fratura; C) vista interna do fragmento vestibular do pântico após a metalização, com seta apontando a curva de compressão e asteriscos indicando *arrest line*; D) aumento da área delimitada por linhas pontilhadas em C; E) fotomicrografia com aumento de 40x da área mostrada em D; com seta indicando a região investigada; F) aumento da área delimitada por linhas pontilhadas em E, com setas indicando a direção de propagação da fratura, partindo do defeito iniciador (magnificação: 100x); G) semicírculo translúcido restringe a área suspeita sob investigação (magnificação de 400x); H) a estrela indica a origem da fratura (magnificação: 800x)..... 83

Figura 34 – Características topográficas nas amostras dos diferentes grupos. A) amostra do grupo controle mostrando camada irregular de glaze que foi perdido

na área onde o pistão aplicador de carga contactava a superfície oclusal. No corpo é possível identificar alguns elementos fractográficos: *arrest lines*, *cone cracks* and *twist hackles*; B) amostra do grupo GZG mostra superfície lisa da camada de vidro e o dano na área onde o pistão contacta a face oclusal; C) superfície interna e externa da amostra SSG. Imagens da linha 1 com aumento de 40x; D) amostra do grupo controle mostrando a região próxima à interface adesiva onde não há camada de glaze; E) dano provocado pelo contato com o pistão, mostrando perda gradual da camada de vidro na amostra do grupo GZG, expondo a zircônia em diferentes níveis de profundidade; F) superfície externa da amostra SSG mostrando ranhuras, provocadas pelo processo de fresagem, parcialmente preenchidas por sílica.....

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Propriedades da zircônia infiltrada por vidro pelo método de Zhang e Kim (2009).....	36
Quadro 2 - Autores, ano de publicação e tema principal dos estudos feitos com a zircônia graduada por infiltração de vidro	37
Quadro 3 - Dados técnicos fornecidos pelo fabricante da zircônia utilizada no presente estudo (VITA In-Ceram® YZ Vita for inLab®, Vita Zahnfabrik).....	54
Quadro 4 - Nomes comerciais, fabricantes e número do lote de fabricação dos materiais utilizados para confecção dos corpos de prova.....	55
Quadro 5 - Nome comercial e composição química da zircônia e dos materiais utilizados para tratamentos de superfície, cimentação e gradação das PPFs.....	56
Quadro 6 - Origem da fraturas, descolamento dos pilares após fratura e local onde o remanescente de cimento ficou aderido.....	78
Tabela 1 - Média da carga para fratura monotônica (CF), parâmetros: carga inicial (C) e incremento (I); e os resultados: limite de fadiga (LF), desvio-padrão (DP), intervalo de confiança (IC) e decréscimo da carga para fratura (DCF) do teste <i>staircase</i>	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al_2O_3	= Alumina ou óxido de alumínio
<i>AZT</i>	= <i>Alumina-toughned zirconia</i>
<i>CAD/CAM</i>	= <i>Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing</i>
CaO	= Óxido de cálcio ou Cal
CET	= Coeficiente de Expansão Térmica
°C	= Grau Celsius
CH	= Escala Centesimal Hahnemanniana
<i>CVD</i>	= <i>Chemical vapor deposition</i>
e-GZG	= <i>Esthetic glass zirconia glass</i>
<i>FDP</i>	= <i>Fixed dental prostheses</i>
<i>FGM</i>	= <i>Functionally Graded Material</i>
<i>GZG</i>	= <i>Glass Zirconia Glass</i>
<i>HT</i>	= <i>High Translucent</i>
<i>HTZ</i>	= <i>High Translucent Zirconia</i>
Hz	= Hertz
IC	= Intervalo de Confiança
kV	= Quilovolt
K_2O	= Óxido de potássio
<i>LTZ</i>	= <i>Low Translucent Zirconia</i>
MDP	= Metacrilóxidecil fosfato di-hidrogênio
MEV	= Microscopia Eletrônica de Varredura
<i>MLE</i>	= <i>Maximum Likelihood Estimation</i>
N	= Newton
Na_2O	= Óxido de sódio
pH	=Potencial hidrogeniônico
PPFs	= Próteses parciais fixas
<i>PVD</i>	= <i>Physical vapor deposition</i>
<i>SFF</i>	= <i>Solid free form</i>
SiO_2	= Óxido de silício ou sílica

SPS = *Spark plasma sintering*
TBZ = Tert-butóxido de zircônio
Tb₄O₇ = Óxido de térbio
TEOS = Ortosilicato de tetraetila
Y-TZP = *Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal*
ZTA = *Zirconia-toughened alumina*

Rocha RFV. Efeito de duas técnicas de gradação da zircônia no limite de fadiga de próteses parciais fixas monolíticas de três elementos [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos de duas técnicas de gradação da zircônia no limite de fadiga de próteses parciais fixas (PPFs) de 03 elementos. Blocos pré-sinterizados de 3Y-TZP (zircônia policristalina parcialmente estabilizada por 3% mol de ítria) foram fresados para obter 69 PPFs, que foram divididas em 3 grupos (n = 23). O grupo controle (CTL) foi sinterizado e glazeado obedecendo os parâmetros usuais. Nos dois grupos experimentais as PPFs receberam sílica/vidro antes da sinterização. O grupo sílica sol-gel (SSG) foi graduado pela rota de processamento sol-gel, enquanto o grupo vidro-zircônia-vidro (GZG) foi graduado pela técnica de suspensão (*slurry*). Os grupos graduados não receberam a camada de glaze após a sinterização. Todas as PPFs foram cimentadas nos pilares de compósito com cimento resinoso de dupla polimerização, incluídas em poliuretano e armazenadas em água por cinco dias. A carga inicial do teste de fadiga foi calculada com base nos resultados do ensaio monotônico de três amostras de cada grupo. Para determinar o limite de fadiga 20 amostras de cada grupo foram submetidas ao método da escada ou *staircase* (100.000 ciclos/5 Hz). Os limites de fadiga (em Newton) foram: CTL = 1607,27; SSG = 1824,31; GZG = 2006,57 e o teste de Dixon e Mood indicou diferença estatística entre os grupos (intervalo de confiança de 95%). As infiltrações de sílica e vidro no corpo da zircônia, por dois diferentes métodos de gradação, aumentaram o limite de fadiga de PPFs em zircônia monolítica.

Palavras-chave: Ácido silícico. Dióxido de silício. Estresse mecânico. Prótese dentária. Vidro. Zircônio

Rocha RFV. *Effect of two grading zirconia techniques on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prosthesis [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.*

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effects of two grading zirconia techniques on the fatigue limit of 3-unit fixed dental prostheses (FDPs). Presintered blocks of 3Y-TZP (3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal) were milled to obtain sixty-nine 3-unit FDPs, which were divided into three groups (n = 23). The control group (CTL) was sintered and glazed following the usual parameters. In the two experimental groups presintered FDPs received silica/glass before sintering. Silica sol-gel group (SSG) was graded by the sol-gel processing route, while the glass-zirconia-glass group (GZG) was graded by a slurry technique. Graded groups did not receive a glaze layer after sintering. All FDPs were then luted with a dual-curing resin cement on composite abutments, embedded in polyurethane and stored in water for five days. The initial load of the fatigue test was calculated based on the results of the monotonic testing applied on three specimens of each group. To determine the fatigue limit, 20 samples of each group were subjected to staircase testing (100,000 cycles/5 Hz). The fatigue limits (in Newtons) were CT = 1607.27, SSG = 1824.31, and GZG = 2006.57, and the Dixon and Mood test indicated statistically significant differences among groups (95% confidence interval). The infiltration of silica and glass on zirconia bulk, by two different grading methods, increased the fatigue limits of monolithic zirconia FDPs.

Keywords: Glass. Dental prosthesis. Silicic acid. Silicon Dioxide. Stress, mechanical. Zirconium.

1 INTRODUÇÃO

O uso de zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP) como infraestrutura de próteses dentárias fixas, unitárias ou múltiplas, está bem documentado na literatura científica, com taxas de sucesso semelhantes às das próteses metalocerâmicas (*gold standard*) (Raigrodski et al., 2012; Burke et al., 2013; Larsson, Wennerberg, 2014; Pjetursson et al., 2015, Rinke et al., 2015; Pang et al., 2015). Os relatos de fratura de infraestruturas são raros e as próteses baseadas em Y-TZP apresentam bom desempenho clínico (Pihlaja et al., 2014; Tartaglia et al., 2015; Moráquez et al., 2015), com baixo índice de falhas principalmente relacionadas ao lascamento da porcelana de cobertura (Koenig et al., 2013; Heintze, Rousson, 2010; Schley et al., 2010; Shi et al., 2015), cáries secundárias e complicações endodônticas (Anusavice, 2012; Burke et al., 2013; Pjetursson et al., 2015; Sailer et al., 2015).

O uso da tecnologia *CAD/CAM* (*computer-aided design/computer-aided-manufacturing*) tornou possível a produção de restaurações anatômicas em zircônia monolítica, que não necessitam da cobertura cerâmica (Hmaidouch, Weigl, 2013; Zhang Y et al., 2013; Gracis et al., 2015). Além disso, as restaurações em zircônia monolítica com 1 mm de espessura apresentam resistência à fratura semelhante ou superior às coroas metalocerâmicas, e coroas de dissilicato de lítio, respectivamente, e ainda preservam a estrutura dental (Sun et al., 2014; Johansson et al., 2014; Zhang Y et al., 2016). Em estudo retrospectivo, o índice de sobrevivência de restaurações em zircônia monolítica foi de 100% nos primeiros oito meses de acompanhamento (Belli et al, 2016), e a probabilidade de falha foi próxima a zero, mesmo após 10 anos, em estudo de simulação (Fischer et al., 2003).

Entretanto, os desafios em conseguir adesão entre zircônia e substrato (Edelhof, Özcan, 2007), envelhecimento (degradação hidrotérmica) (Kim HT et al., 2009, Kim JW et al., 2010a; Lughì, Sergo, 2010; Swain, 2014; Nakamura et al., 2015), e o desgaste do dente antagonista (Stober et al., 2014) tem limitado a indicação de restaurações em zircônia monolítica.

Revisões sistemáticas apontam a perda de retenção de próteses com infraestrutura de Y-TZP (Raigrodski et al., 2012), que ocorrem mais frequentemente

em próteses cimentadas com cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro do que aquelas cimentadas com cimento resinoso (Le et al., 2015). Algumas técnicas foram propostas para melhorar a adesão à zircônia, como silicatização triboquímica (Blatz et al., 2007; Passos et al., 2010; Melo et al., 2015), glazeamento (Valentino et al., 2012; Bottino et al., 2014; Vanderlei et al., 2014), uso de agentes de união contendo MDP (*10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate*) (Özcan, Bernasconi, 2015), deposição de nanopartículas de sílica (Ogliari, 2012, Oliveira-Ogliari et al., 2015), e deposição de nanofilme de sílica por pulverização catódica por magnétron (Queiroz et al., 2011; Druck et al., 2015). Dentre elas, a que se mostra mais efetiva é a silicatização triboquímica seguida do uso de agentes com MDP, com a ressalva de que o jateamento promove defeitos na superfície da zircônia (Özcan, Bernasconi, 2015).

Quanto ao envelhecimento, a vantagem das restaurações de zircônia revestidas por porcelana é que a camada de cobertura protege a zircônia da exposição direta ao ambiente úmido, às alterações de temperatura e de pH e ao impacto de forças mastigatórias (Alghazzavi et al., 2012). Por outro lado, restaurações em zircônia monolítica recebem apenas o *glaze* em sua superfície. De fato, al-Wahdani e Martin (1998) mostraram que a aplicação do *glaze* impede a degradação hidrotérmica, mas temos que considerar que essa camada fina pode ser removida, por desgaste, durante a função (Lawson et al., 2014) e, conseqüentemente, zircônia estaria propensa ao envelhecimento novamente.

Pesquisas recentes mostram que a zircônia glazeada pode promover um aumento do desgaste do dente antagonista em comparação com a zircônia apenas polida (Sabrah et al., 2013; Lawsson et al., 2014). Entretanto, Hmaidouch e Weigl (2013) ponderaram que os estudos sobre esse tema estão sujeitos a vieses de avaliação e de confundimento, e que até aquele momento era impossível associar o desgaste dentário com qualquer agente causal específico. Além disso, faltam dados que apontem os efeitos do glaze sobre as propriedades mecânicas finais da zircônia.

Uma técnica promissora, recentemente proposta para aplicações odontológicas é a gradação da zircônia (Zhang Y, Kim, 2009; Du et al., 2013; Tsukada et al., 2014). O método de infiltração de vidro, proposto por Zhang Y e Kim (2009), na superfície da Y-TZP objetiva a melhor distribuição de tensões, resultando em aumento da resistência à flexão (Zhang Y, Ma, 2009). O módulo elástico da

zircônia graduada varia de 125 a 250 GPa no corpo da zircônia o que é a principal razão para uma melhor distribuição das tensões (Zhang Y, Kim, 2011; Zhang Y et al., 2012b). A camada externa de vidro também protege contra a degradação hidrotérmica, evita o desgaste excessivo do dente antagonista e permite a variação de cor, melhorando a estética das restaurações em zircônia monolítica (Ren et al., 2011). Ao mesmo tempo, a camada de vidro na superfície de cimentação possibilita o condicionamento e a silanização da mesma, melhorando a adesão aos cimentos resinosos (Chai et al., 2015).

A principal característica de um material com gradiente funcional (*Functionally Graded Material - FGM*) é a variação gradual da composição ou das fases, e conseqüentemente, das propriedades do material (Miyamoto et al., 1999; Jha et al., 2013; Bohidar et al., 2014). A zircônia para uso em odontologia pode ser graduada pelo método descrito acima. Outra rota de processamento é a infiltração de sílica pelo método sol-gel, que permite a modificação da superfície da zircônia pela difusão reativa dos átomos de sílica na rede de zircônia durante o processo de sinterização. Esse método não requer tratamento térmico adicional e forma um silicato de zircônio, que altera as propriedades mecânicas do material (Campos et al., 2016).

Quando sujeitos à fadiga e à umidade, os materiais à base de zircônia sofrem corrosão e tem sua resistência comprometida (Studart et al., 2007; Kohorst et al., 2008; Alghazzawi et al., 2012; Swain, 2014). Entretanto, o comportamento desta nova geração de Y-TZP funcionalmente graduada sob fadiga, em próteses fixas múltiplas, ainda é desconhecido.

7 CONCLUSÃO

As duas rotas de processamento, infiltração por sílica e por vidro, para obter zircônia graduada, mostraram-se promissoras, com aumento do limite de fadiga em comparação à zircônia monolítica glazeada. A gradação por infiltração de vidro resultou em um maior aumento do limite e alteração do padrão de falha, indicando um aumento de tolerância ao dano. As PPFs graduadas por infiltração de sílica pelo método sol-gel além de um aumento no limite de fadiga, apresentaram um comportamento mais estável e previsível, com pouca diferença entre carga inicial e as cargas com as quais as amostras fraturaram durante o ensaio de fadiga.

8 REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater.* 2009 Mar;25(3):383-91. doi: 10.1016/j.dental.2008.09.001.

Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *J Prosthodont.* 2012 Jul;21(5):363-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00838.x.

al-Wahadni A, Martin M. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc.* 1998 Sep;64(8):580-3.

Amaral M, Valandro LF, Bottino MA, Souza RO. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013 Nov;101(8):1387–92. doi: 10.1002/jbm.b.32957.

American Society for testing and materials. ASTM C1322-05, Standard practice for fractography and characterization of fracture origins in advanced ceramics [Internet]. Conshohocken: ASTM; 2005 [acesso em 2016 A]. Disponível em <http://www.astm.org/org/DATABASE.CART/HISTORICAL/C1322-05.htm>.

Anusavice KJ. Cerâmicas odontológicas. In: Anusavice KJ. Phillips: materiais dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 619-77.

Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):102–11. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.012.

Asoo B, McNaney JM, Mitamura Y, Ritchie RO. Cyclic fatigue-crack propagation in sapphire in air and simulated physiological environments. *J Biomed Mater Res.* 2000 Dec 5;52(3):488-91.

Azees AA. Fatigue failure and testing method [tese]. Riihimäki: Häme University of Applied Sciences; 2013.

Bartolomé JF, Beltran IJ, Gutiérrez-González CF, Pecharroman C, Muñoz MC, Moya JS. Influence of ceramic–metal interface adhesion on crack growth resistance of ZrO₂–Nb ceramic matrix composites. *Acta Mater.* 2008 Aug;56(14):3358–66.

Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. *J Dent Res.* 2016 Jan;95(1):67-73. doi: 10.1177/0022034515608187.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jan 2016]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):745-53.

Bohidar SK, Sharma R, Mishra PR. Functionally Graded Materials: a critical review. *Int J Res.* 2014;7(1):289–301.

Bonfante EA. Confiabilidade e modo de falha de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2009.

Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci.* 2010 Apr;118(2):202-9. doi: 10.1111/j.1600-0722.2010.00724.x.

Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont.* 2009 Dez;18(8):649–55. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00498.x.

Bottino MA, Bergoli C, Lima EG, Marocho SM, Souza RO, Valandro LF. Bonding of Y-TZP to dentin: effects of Y-TZP surface conditioning, resin cement type, and aging. *Oper Dent.* 2014;39(3):291-300. doi: 10.2341/12-235-L.

Burke FJ, Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N. Five-year clinical evaluation of zirconia-based bridges in patients in UK general dental practices. *J Dent.* 2013 Nov;41(11):992-9. doi: 10.1016/j.jdent.2013.08.007.

Campbell FC. Fatigue. In: Campbell FC, editor. *Elements of metallurgy and engineering alloys.* Cleveland: ASM International; 2008. p. 243-64.

Campos TM, Ramos NC, Machado JP, Bottino MA, Souza RO, Melo RM. A new silica-infiltrated Y-TZP obtained by the sol-gel method. *J Dent.* 2016 May;48:55-61. doi: 10.1016/j.jdent.2016.03.004.

Chai H, Kaizer M, Chughtai A, Tong H, Tanaka C, Zhang Y. On the interfacial fracture resistance of resin-bonded zirconia and glass-infiltrated graded zirconia. *Dent Mater.* 2015 Nov;31(11):1304-11. doi: 10.1016/j.dental.2015.08.161.

Chai H, Lee JJ-W, Constantino PJ, Lucas PW, Lawn BR. Remarkable resilience of teeth. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2009 May;106(18):7289–93. doi: 10.1073/pnas.0902466106.

Chai H, Lee JJ, Mieleszko AJ, Chu SJ, Zhang Y. On the interfacial fracture of porcelain/zirconia and graded zirconia dental structures. *Acta Biomater.* 2014 Aug;10(8):3756-61. doi: 10.1016/j.actbio.2014.04.016.

Charles RJ, Hillig WB. Symposium on Mechanical Strength of Glass and Ways of Improving It; 1961 Sep 25-29; Florença, Itália: Charleroi, Union Scientifique Continentale du Verre; 1962. p. 511–27.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013 Apr;29(4):419-26. doi: 10.1016/j.dental.2013.01.002.

Collins JA. Failure of materials in mechanical design. 2. ed. Ohio: Wiley Interscience; 1993.

Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013 Mar;29(3):339-47. doi:10.1016/j.dental.2012.12.007.

Demetriou MD, Launey ME, Garrett G, Schramm JP, Hofmann DC, Johnson WL et al. A damage-tolerant glass. *Nat Mater.* 2011 Feb;10(2):123-8. doi: 10.1038/nmat2930.

Dixon WJ, Mood AM. A method for obtaining and analyzing sensitivity data. *J Amer Stat Assoc.* 1948;43:109–26. doi: 10.2307/2280071.

Druck CC, Pozzobon JL, Callegari GL, Dorneles LS, Valandro LF. Adhesion to Y-TZP ceramic: Study of silica nanofilm coating on the surface of Y-TZP. *J Biomed Mater Part B* 2015 Jan;103(1):143-50. doi: 10.1002/jbm.b.33184.

Du J, Niu X, Rahbar N, Soboyejo W. Bio-inspired dental multilayers: effects of layer architecture on the contact-induced deformation. *Acta Biomater.* 2013 Feb;9(2):5273-9. doi: 10.1016/j.actbio.2012.08.034.

Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Impl Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3;193–204. doi:10.1111/j.16000501.2007.01442.x. Errata in: *Clin Oral Implants Res.* 2008 Mar;19(3):326-8.

Esquivel-Upshaw JF, Mehler A, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Fracture analysis of randomized implant-supported fixed dental prostheses. *J Dent.* 2014 Oct;42(10):1335-42. doi: 10.1016/j.jdent.2014.07.001.

Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.* 2003 Mar;82(3):238-42. Errata in: *J Dent Res.* 2003 May;82(5):406.

Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010 Nov-Dec;31(9):682-4, 686, 686, 688 passim; quiz 698, 700.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda Jr WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):394-406. doi:10.1016/j.dental.2010.10.025.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015 May-Jun;28(3):227-35. doi: 10.11607/ijp.4244.

Gremillard L, Chevalier J, Epicier T, Fantozzi G. Improving the durability of a biomedical-grade zirconia ceramic by the addition of silica. *J Am Ceram Soc.* 2002;85(2):401–7.

Grove D, Campean F. A comparison of two methods of analysing staircase fatigue test data. *Qual Reliab Engng Int.* 2008 Jun;24:485–97. doi: 10.1002/qre.899.

Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomech.* 2009 Jul;42(10):1533-8. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.040.

Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010 Nov-Dec;23(6):493-502.

Henriques B. Inhomogeneous materials perform better: functionally graded materials for biomedical applications. *J Powder Metall Min.* 2013;2:e112. doi: 10.4172/2168-9806.1000e112.

Hmaidouch R, Weigl P. Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. *Int J Oral Sci.* 2013 Dec;5(4):183-90. doi: 10.1038/ijos.2013.73.

Jevnikar P, Sersa I, Sepe A, Jarh O, Funduk N. Effect of surface coating on water migration into resin-modified glass ionomer cements: a magnetic resonance micro-imaging study. *Magn Reson Med.* 2000 Nov;44(5):686-91.

Jha DK, Kant T, Shing RK. A critical review of recent research on functionally graded plates. *Composite Structures.* 2013 Feb;96:833–49. doi: 10.1016/j.compstruct.2012.09.001.

Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol. Scand.* 2014 Feb;72(2):145–53. doi: 10.3109/00016357.2013.822098.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):228–38. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60129-1.

Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2009 Nov;1(3):113-7. doi: 10.4047/jap.2009.1.3.113.

Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res.* 2010a Jan;89(1):91-5. doi: 10.1177/0022034509354193.

Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *J Dent Res.* 2008 Dec;87(12):1127-32.

Kim JW, Liu L, Zhang Y. Improving the resistance to sliding contact damage of zirconia using elastic gradients. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010b Aug;94(2):347-52. doi: 10.1002/jbm.b.31657.

Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *J Dent.* 2013 Dec;41(12):1164-74. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.009.

Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater.* 2008 Sep;4(5):1440-7. doi: 10.1016/j.actbio.2008.04.012.

Kou W, Qiao J, Chen L, Ding Y, Sjögren G. Numerical simulation of the fracture process in ceramic FPD frameworks caused by oblique loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015 Oct;50:206-14. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.06.017.

Kypraiou V, Pelekanos S, Eliades G. Identification of monoclinic phase in CAD/CAM zirconia FPD frameworks. *Eur J Esthet Dent.* 2012 Winter;7(4):418-29.

Lange FF, Dunlop GL, Davis BI. Degradation during ageing of transformation toughened ZrO_2 - Y_2O_3 materials at 250°C. *J Am Ceram Soc.* 1986;69:237-40.

Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2014 Jan-Feb;27(1):33-43. doi: 10.11607/ijp.3647.

Lawn BR, Bush MB, Barani A, Constantino PJ, Wroe S. Inferring biological evolution from fracture patterns in teeth. *J Theor Biol.* 2013 Dec 7;338:59-65. doi.org/10.1016/j.jtbi.2013.08.029.

Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent.* 2014 Dec;42(12):1586-91. doi: 10.1016/j.jdent.2014.09.008.

Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015 Jun;42(6):467-80. doi: 10.1111/joor.12272.

Lin KR, Chang CH, Liu TH, Lin SW, Lin CH. Experimental and numerical estimations into the force distribution on an occlusal surface utilizing a flexible force sensor array. *J Biomech.* 2011 Jul;44(10):1879-84. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.04.032.

Lin SK, Lee YL, Lu MW. Evaluation of the staircase and the accelerated test methods for fatigue limit distributions. *Int J Fatigue.* 2001 Jan;23:75-83.

Livage J. Sol-gel processes. *Curr Opin Solid State Mater Sci.* 1997 Apr;2(2):132–8. doi: 10.1016/S1359-0286(97)80057-5.

Lucas PW, Constantino PJ, Wood BA, Lawn BR. Dental enamel as a dietary indicator in mammals. *Bio Essays.* 2008;30:374–85.

Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation – aging – of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater.* 2010 Aug;26(8):807–20. doi: 10.1016/j.dental.2010.04.006.

Melo RM, Souza R, Dursun E, Monteiro E, Valandro LF, Bottino MA. Surface treatments of zirconia to enhance bonding durability. *Oper Dent.* 2015;40(6):636-43. doi: 10.2341/14-144-L.

Miyamoto Y, Kaysser WA, Rabin BH, Kawasaki A, Ford RG. Processing and fabrication. In: Miyamoto Y, Kaysser WA, Rabin BH, Kawasaki A, Ford RG, editores. *Functionally Graded Material: design, processing and applications.* Nova York: Springer; 1999. p. 161-245.

Moráquez OD, Wiskott HW, Scherrer SS. Three to nine-year survival estimates and fracture mechanisms of zirconia- and alumina-based restorations using standardized criteria to distinguish the severity of ceramic fractures. *Clin Oral Investig.* 2015 Dec;19(9):2295-307. doi: 10.1007/s00784-015-1455-y.

Mortensen A, Suresh S. Functionally graded metals and metal, ceramic, composites, Part 1: Processing. *Inter Mater Ver.* 1995;40(6): 239-65. doi: 10.1179/imr.1995.40.6.239.

Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015Jul;47:49-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.03.007.

Niu X, Rahbar N, Farias S, Soboyejo W. Bio-inspired design of dental multilayers: experiments and model. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009 Dec;2(6):596-602. doi: 10.1016/j.jmbbm.2008.10.009.

Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015 Set;57(3):255-61. doi: 10.2334/josnusd.57.255.

Ogliari AO. Desenvolvimento de um método simplificado para obtenção de adesão à zircônia [Dissertação]. Pelotas (RS): Universidade Federal de Pelotas; 2012.

Øilo M, Gjerdet NR. Fractographic analyses of all-ceramic crowns: a study of 27 clinically fractured crowns. *Dent Mater.* 2013 Jun;29(6):e78-84. doi: 10.1016/j.dental.2013.03.018.

Øilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar. *J Prosthet Dent.* 2016 May;115(5):630-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.017. Epub 2016 Jan 13.

Øilo M, Kvam K, Reisegg K, Gjerdet NR. The effects of margin curvature on load at fracture of ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2015 Jul-Aug;28(4):357-9. doi: 10.11607/ijp.4191.

Oliveira-Ogliari A, Collares FM, Feitosa VP, Sauro S, Ogliari FA, Moraes RR. Methacrylate bonding to zirconia by in situ silica nanoparticle surface deposition. *Dent Mater.* 2015 Jan;31(1):68-76. doi: 10.1016/j.dental.2014.11.011.

Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2015 Feb;17(1):7-26. doi:10.3290/j.jad.a33525.

Pang Z, Chughtai A, Sailer I, Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia-ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2015 Oct;31(10):1198-1206. doi: 10.1016/j.dental.2015.07.003.

Passos SP, May LG, Barca DC, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. *Oper Dent.* 2010;35(6):689-96. doi: 10.2341/10-157-L.

Pereira GK, Amaral M, Cesar PF, Bottino MC, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015 May;45:183-92. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.12.009.

Pereira GK, Silvestri T, Amaral M, Rippe MP, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Aug;61:45-54. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.01.006.

Pereira MM, Vasconcelos WL, Zavagila CA. Materiais cerâmicos: ciência e aplicação como biomateriais. In: Oréfice LR, Pereira MM, Mansur HS. Biomateriais: fundamentos e aplicações. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p 59-81.

Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater.* 2013 Apr;29(4):375-81. doi: 10.1016/j.dental.2012.12.004.

Pihlaja J, Närpänkangas R, Raustia A. Early complications and short-term failures of zirconia single crowns and partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):778-83. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.008.

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater*. 2015 Jun;31(6):624-39. doi: 10.1016/j.dental.2015.02.013.

Pollak R, Palazotto A, Nicholas T. A simulation-based investigation of the staircase method for fatigue strength testing. *Mech Mater*. 2006;38(12):1170–81. doi:10.1016/j.mechmat.2005.12.005.

Queiroz JR, Duarte DA, Souza RO, Fissmer SF, Massi M, Bottino MA. Deposition of SiO_x thin films on Y-TZP by Reactive Magnetron Sputtering: influence of plasma parameters on the adhesion properties between Y-TZP and resin cement for application in dental prosthesis. *Mater Res*. 2011;14(2) 212–6. doi: 10.1590/S1516-14392011005000032.

Quinn GD, Ives LK, Jahanmir S. On the nature of machining cracks in ground ceramics: Part I: SRBSN strengths and fractographic analysis. *Mach Sci Technol* 2005;99(2):169–210. doi: 10.1081/MST-200059038. [acesso em 2016 Jan 16]. Disponível em: http://www.nist.gov/customcf/get_pdf.cfm?pub_id=850928.

Quinn GD, Studart AR, Hebert C, VerHoef JR, Arola D. Fatigue of zirconia and dental bridge geometry: Design implications. *Dent Mater*. 2010 Dec;26(12):1133-6. doi: 10.1016/j.dental.2010.07.014.

Quinn G. Fractography of ceramics and glasses [Internet]. Washington: National Institute of Standards and Technology; 2007.

Ramos CM, Cesar PF, Bonfante EA, Rubo JH, Wang L, Borges AF. Fractographic principles applied to Y-TZP mechanical behavior analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Apr;57:215-23. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.12.006.

Ren L, Janal MN, Zhang Y. Sliding contact fatigue of graded zirconia with external esthetic glass. *J Dent Res*. 2011 Sep;90(9):1116-21.

Rinke S, Kramer K, Bürgers R, Roediger M. A practice-based clinical evaluation of the survival and success of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 5-year results. *J Oral Rehabil*. 2016 Feb;43(2):136-44. doi: 10.1111/joor.12348.

Ritchie RO. The conflicts between strength and toughness. *Nat Mater*. 2011 Oct 24;10(11):817-22. doi: 10.1038/nmat3115.

Sabrah AH, Cook NB, Luangruangrong P, Hara AT, Bottino MC. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater*. 2013 Jun;29(6):666-73. doi: 10.1016/j.dental.2013.03.008.

Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015 Jun;31(6):603-23. doi: 10.1016/j.dental.2015.02.011.

Samodurova A, Kocjan A, Swain MV, Kosmač T. The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3Y-TZP bioceramics. *Acta Biomater*. 2015 Jan;11:477-87. doi: 10.1016/j.actbio.2014.09.009.

Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*. 2008 Aug;24(8):1107-13. doi: 10.1016/j.dental.2008.01.002.

Schijve J. Fatigue of structures and materials in the 20th century and the state of the art. *Inter J Fatigue*. 2003 Aug;25(8):679-702. doi:10.1016/S0142-1123(03)00051-3.

Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci*. 2010 Oct;118(5):443-50. doi:10.1111/j.1600-0722.2010.00767.x.

Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behavior of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*. 2012 Feb;40(2):154-62. doi: 10.1016/j.jdent.2011.12.007.

Shelby JE. *Introduction to glass science and technology*. Cambridge: The Royal Society of Chemistry; 1997.

Shi JY, Li X, Ni J, Zhu ZY. Clinical evaluation and patient satisfaction of single zirconia-based and high-noble alloy porcelain-fused-to-metal crowns in the esthetic area: a retrospective cohort study. *J Prosthodont*. 2015 Sep 16. doi: 10.1111/jopr.12344. [Epub ahead of print].

Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. *Clin Oral Investig*. 2001 Mar;5(1):63-8.

Smirnov A, Gutierrez-Gonzalez CF, Bartolomé JF. Cyclic fatigue life and crack growth behavior of zirconia-niobium composites. *J Am Ceram Soc*. 2013;96(6):1709-12.

Srikanth R, Kosmac T, Della Bona A, Yin L, Zhang Y. Effects of cementation surface modifications on fracture resistance of zirconia. *Dent Mater*. 2015 Apr;31(4):435-42. doi: 10.1016/j.dental.2015.01.013.

Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil*. 2014 Apr;41(4):314-22. doi: 10.1111/joor.12139.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):106–14.

Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014 Jul;35:93-101. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.03.014.

Swain MV. Impact of oral fluids on dental ceramics: what is the clinical relevance? *Dent Mater.* 2014 Jan;30(1):33-42. doi: 10.1016/j.dental.2013.08.199.

Tartaglia GM, Sidoti E, Sforza C. Seven-year prospective clinical study on zirconia-based single crowns and fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2015 Jun 19(5):1137–45. doi: 10.1007/s00784-014-1330-2.

Tsukada G, Sueyoshi H, Kamibayashi H, Tokuda M, Torii M. Bending strength of zirconia/porcelain functionally graded materials prepared using spark plasma sintering. *J Dent.* 2014 Dec;42(12):1569-76. doi: 10.1016/j.jdent.2014.09.012.

Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Platt JA, Correr-Sobrinho L. Influence of glazed zirconia on dual-cure luting agent bond strength. *Oper Dent.* 2012 Mar-Apr;37(2):181-7. doi: 10.2341/10-220-L.

Vanderlei A, Bottino MA, Valandro LF. Evaluation of resin bond strength to yttria-stabilized tetragonal zirconia and framework marginal fit: comparison of different surface conditionings. *Oper Dent.* 2014;39(1):50-63. doi: 10.2341/12-269-L.

Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil.* 2006 Sep;33(9):682-9.

Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of water on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett.* 1987;6:465-467.

Zhang J, Kececioglu DB. New approaches to determine the endurance strength distribution. The 4th ISSAT International Conference on Reliability and Quality in Design; 1998 Aug 12-14; Seattle, Washington. p. 297–301.

Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014 Oct;30(10):1195-203. doi: 10.1016/j.dental.2014.08.375.

Zhang Y, Chai H, Lawn BR. Graded structures for all-ceramic restorations. *J Dent Res.* 2010 Apr;89(4):417-21. doi: 10.1177/0022034510363245.

Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res.* 2012a Mar;91(3):311–5. doi:10.1177/0022034511434356.

Zhang Y, Kim JW. Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2009 Jun;25(6):781-90. doi: 10.1016/j.dental.2009.01.002.

Zhang Y, Kim JW. Graded zirconia glass for resistance to veneer fracture. *J Dent Res*. 2010 Oct;89(10):1057-62. doi: 10.1177/0022034510375289.

Zhang Y, Kim JW. New York University. Graded glass/zirconia/glass structures for damage resistant ceramic dental and orthopedic prostheses. US 20110070452 A1, 2011.

Zhang Y, Lawn BR. Long-term strength of ceramics for biomechanical applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004 May;69(2):166-72.

Zhang Y, Ma L. Optimization of ceramic strength using elastic gradients. *Acta Mater*. 2009 May 1;57(9):2721-9.

Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*. 2016 Mar;32(3):442-9. doi: 10.1016/j.dental.2015.12.010.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1135-47. doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.007.

Zhang Y, Sun MJ, Zhang D. Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta Biomater*. 2012b Mar;8(3):1101-08. doi: 10.1016/j.actbio.2011.11.033.