

UNIVERSIDADE PAULISTA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**EFEITO DO LASER DE Ti:Safira, EM REGIME DE
FEMTOSSEGUNDOS, NA SUPERFÍCIE DA CERÂMICA
Y-TZP, ANTES E APÓS ENVELHECIMENTO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Paulista – UNIP, para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

VANESSA HARUMI KIYAN

São Paulo
2018

UNIVERSIDADE PAULISTA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**EFEITO DO LASER DE Ti:Safira, EM REGIME DE
FEMTOSSEGUNDOS, NA SUPERFÍCIE DA CERÂMICA
Y-TZP, ANTES E APÓS ENVELHECIMENTO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Paulista – UNIP, para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Cintia Helena Coury Saraceni

VANESSA HARUMI KIYAN

São Paulo

2018

Kiyan, Vanessa Harumi.

Efeito do laser de Ti : Safira, em regime de femtossegundos, na superfície da cerâmica Y-TZP, antes e após envelhecimento / Vanessa Harumi Kiyan. - 2018.

16 f. : il. color + CD-ROM.

Tese de Doutorado apresentada Programa de Pós Graduação em Odontologia, São Paulo, 2018.

Área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof.^a Dr.^a Cintia Helena Coury Saraceni.

1. Zircônia. 2. Y-TZP. 3. Laser. 4. Envelhecimento. I. Saraceni, Cintia Helena Coury (orientador). II. Título.

VANESSA HARUMI KIYAN

**EFEITO DO LASER DE Ti:Safira, EM REGIME DE
FEMTOSSEGUNDOS, NA SUPERFÍCIE DA CERÂMICA
Y-TZP, ANTES E APÓS ENVELHECIMENTO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Paulista – UNIP, para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: ____/____/____.

BANCA EXAMINADORA

_____/_____/_____
Orientadora: Prof^a. Dr^a. Cintia Helena Coury Saraceni
Universidade Paulista – UNIP - SP

_____/_____/_____
Prof^a. Dr^a. Maristela Dutra-Corrêa
Universidade Paulista – UNIP – SP

_____/_____/_____
Prof. Dr. Alfredo Mikail Melo Mesquita
Universidade Paulista – UNIP – SP

_____/_____/_____
Prof. Dr. Marco Antonio Bottino
Universidade Estadual Paulista – UNESP/ICT São José dos Campos

_____/_____/_____
Prof^a. Dr^a. Denize Maria Zezell
Centro de Lasers e Aplicações do IPEN/CNEN-USP- SP

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais **Luiz e Graça**, que com suas sábias lições de amor, humildade, doação, luta e alegria de viver me educaram e me deram confiança e coragem para enfrentar os desafios da vida e realizar meus sonhos. Obrigada pela dedicação e por todo sacrifício que fizeram para que eu pudesse ter a oportunidade de estudar. Por me ensinarem o que é dignidade e respeito ao próximo. Obrigada por mostrarem a certeza da presença de Deus e Nossa Senhora não só na minha vida, mas na de toda nossa família, graças ao amor de vocês. Não existem palavras para definir o amor, a gratidão e o orgulho que sinto por vocês!

Agradeço a Deus a honra de ser filha de vocês!!!

Meu amor eterno!!

À minha filha amada **Mariana**, meu presente de Deus! Com você eu aprendi o que é amar absolutamente sem fim e de forma incondicional. Obrigada pela paciência e compreensão que teve para eu fazer meu trabalho, você foi minha companheira e sempre me apoiou! Por você eu tento ser uma pessoa melhor a cada dia!

“Nem o sol, nem o mar, nem o brilho das estrelas....tudo isso não tem valor, sem ter
você....”

AGRADECIMENTOS

Aos meus irmãos **Wagner** e **Vinicius**, por serem meu porto seguro. Obrigada por toda ajuda não só nesta jornada mas em todos os momentos da minha vida. Pela paciência, pela amizade, pelo companheirismo e pelo apoio. Sou imensamente grata também pelas irmãs do coração que vocês me deram, **Fran** e **Fla**, e pelos sobrinhos mais lindos que eu poderia ter, **Léo**, **Rafa**, **Gu** e **Mig**. Amo todos vocês!

Ao **Ricardo**.....a vida realmente nos reserva surpresas maravilhosas. Sei que nos esbarramos em vários momentos de nossas vidas, mas Deus já tinha planejado o momento certo do nosso encontro, pois assim, eu também pude ganhar a linda e meiga Júlia. Obrigada por ser meu companheiro em todos os momentos, na vida e na profissão. Tudo fica muito mais tranquilo e feliz ao seu lado. Te amo!

Agradeço imensamente minha orientadora e amiga há 24 anos **Prof^a. Dr^a. Cintia Helena Coury Saraceni**, por sempre acreditar e apostar em mim. Porque nunca quis estar acima de tudo, mas, sempre do lado, e por isso sempre lutou para tirar de mim o meu melhor. Por todas as orientações que foram muito além deste trabalho, mas também em muitos momentos da minha vida. Aprendi com você, ao longo desses anos, mais do que teoria, mas valores humanos de ética, respeito e honestidade. Obrigada pelo incentivo, pelo apoio e principalmente por nossa amizade. Minha eterna gratidão!

À Coordenação da Graduação de Odontologia da UNIP, na pessoa do **Prof.Dr. Carlos Eduardo Alegretti** e à Vice Reitoria de Pós Graduação, pelo apoio, oportunidade e incentivo.

À **Prof^a.Dr^a. Flávia Pires Rodrigues**. Obrigada por toda a ajuda. Por estar na banca da minha qualificação e por me ensinar e ajudar a fazer o teste de flexão biaxial, as microscopias, as fractografias, o Weibull e finitos.....ufa.....não foram poucas as ajudas! Pela paciência em me explicar algumas coisas muito mais do que uma vez, e sempre de forma calma e generosa. Espero poder tomar mais algumas boas xícaras de chá com você.

Ao **Prof. Dr. Ricardo E. Samad**, pelas valiosas irradiações com o laser de Ti:Safira e pelo empenho e tempo disposto nas várias reuniões que tivemos para explicações sobre o laser e as difrações de raios -x. Obrigada pela disponibilidade em estar na minha banca de qualificação e por todas as ótimas considerações feitas no nosso trabalho.

À **Prof^a. Dr^a. Denize Maria Zezell**, pelas orientações e por abrir as portas do Centro de Lasers e Aplicações do IPEN/CNEN-USP- SP para que pudéssemos fazer esse trabalho juntas.

Ao **Prof. Dr. Nelson Batista de Lima**, pela realização das difrações de raios-X.

Ao **Prof. Dr. Marco Antonio Bottino**, por todo o incentivo à minha carreira, desde a graduação. Obrigada principalmente pela generosidade e carinho que tem comigo e minha família. Por apostar em mim e me ajudar a realizar esse trabalho. Tenho um enorme carinho por você!

Às minhas queridas amigas **Marcia, Selma e Ruth**. Como eu iria conseguir fazer esse trabalho sem vocês? Obrigada por tudo! Por todo o apoio, por todas às vezes que tive que me ausentar, por aguentarem meu silêncio quando preocupada ou minha indiferença quando nervosa, por me acalmarem mas, principalmente, pela amizade verdadeira e pelas boas risadas e toda maluquice que a vida nos permite fazermos juntas.....e espero que façamos muitas mais! Contem sempre comigo! Também agradeço à pessoa que tem, na maioria das vezes, que ficar cego, mudo e calado diante de todas essas maluquices, **Ricardo Kodama**. Obrigada por todas às vezes que me salvou das minhas ignorâncias “informáticas” e por todo o apoio.

Aos **professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – UNIP** pelos ensinamentos e orientações que contribuíram no meu desenvolvimento acadêmico.

Aos **funcionários do Laboratório Luiz Kiyam** pelo auxílio prestado, não só na elaboração deste trabalho, em especial ao Celso, pela paciência, ajuda e disponibilidade sempre.

Aos **Laboratórios Quiyan e Unicard** pela sinterização das amostras de zircônia, em especial ao meu tio Seiei Quiyan, Uriel e Cayo.

À **Vanuce e Regina** pela dedicação e auxílio que sem dúvida foram muito importantes para a realização deste trabalho.

À **Michelle**, técnica do Laboratório da UNIP, pelo auxílio na realização das microscopias e pela disponibilidade em ajudar sempre.

Aos meus **amigos da Pós-Graduação**, meu muito obrigada pela amizade e por poder compartilhar com vocês os momentos de muito estudo, as dúvidas e principalmente os momentos de alegria que deixaram essa caminhada muito mais leve e tranquila.

À todos os **funcionários da Pós Graduação**, principalmente ao James e Juliana, pela assistência e por sempre estarem dispostos a ajudar.

À todas as pessoas que de alguma forma me ajudaram, e que eu não citei aqui, porque foram muitas, meus sinceros e profundos agradecimentos!

RESUMO

Objetivo. Avaliar os efeitos da irradiação do laser de pulsos ultracurtos na superfície da zircônia pré-sinterizada Y-TZP por meio de teste de flexão biaxial e transformação de fase, antes e após o envelhecimento (e).

Métodos. Discos de zircônia Y-TZP (12 mm x 1,1 mm, \pm 0,2 mm) foram divididos em 8 grupos (n=32), de acordo com o tratamento e envelhecimento: GC/ GC-e: sem tratamento; GAI / GAI-e: jateamento com Al₂O₃, 50 μ m; GL1/ GL1 -e e GL2/ GL2-e: irradiações com laser de pulsos ultracurtos de 25 fs, com diferentes parâmetros de varredura e mesma energia de pulso. As superfícies foram avaliadas por meio de perfilometria óptica, microscopia eletrônica de varredura e difração de raios-X e o teste de flexão biaxial foi realizado de acordo com normas ISO 6872:2015, seguido de fractografia. Testes estatísticos, análises de Weibull e elementos finitos foram aplicados.

Resultados. Houve diferença estatística significativa na resistência à flexão para o fator tratamento ($p < 0,001$), com valores maiores para GAI e GAI-e. O envelhecimento diminuiu a resistência à flexão para todos os grupos ($p = 0,001$). O módulo de Weibull foi maior para o GL1-e. A rugosidade de superfície foi maior para o GL1. O grupo GAI apresentou maior pico de fase monoclinica.

Significância. Conclui-se que a maior homogeneidade na distribuição de falhas para os grupos laser sugere este tratamento para a superfície da Y-TZP como uma alternativa ao consagrado jateamento com óxido de alumínio, apesar deste ter apresentado maior resistência mecânica. A rugosidade de superfície e a transformação de fase também apontaram favoravelmente ao grupo Laser. Independente do tratamento, o envelhecimento promoveu diminuição na resistência para todos os tratamentos.

Palavras-Chave: Zircônia. Y-TZP. Laser. Envelhecimento.

ABSTRACT

Objective. The effects of the ultrashort pulse laser irradiation on the surface of pre-sintered zirconia Y-TZP by a biaxial flexural test and phase transformation, before and after ageing.

Methods. Zirconia discs (12 mm x 1,1 mm, \pm 0,2 mm) were divided into 8 groups (n=32): CG: no treatment; AIG: Al₂O₃ sandblasting 50 μ m; L1G e L2G: ultra shortpulse laser irradiation maintaining the pulse energy, with different steps; CG-a: CG + ageing; AIG-a: AIG treatment + a; L1G-a and L2G-a: L1G treatment and L2G + a. The surfaces were analysed by optical profilometry, scanning electron microscopy and X-Ray diffraction, and the biaxial flexural test was performed according ISO 6872:2015, followed by fractography. Statistical tests, Weibull analysis, and finite element analysis were performed.

Results. The biaxial flexural strength was statistical different for the treatment factor ($p < 0,001$). The ageing decreased the flexural strength for all groups ($p = 0,001$). The Weibull modulus was greater for the L1G-a. The surface roughness was greater for the L1G. The AIG presented the highest monoclinic phase peak.

Significance. It can be concluded that the highest homogeneity on the failure distribution for the laser groups suggests that this treatment for the Y-TZP ceramic as an alternative to the gold standard sandblasting, although it presented the greatest mechanical strength. The surface roughness and the phase transformation were also favourable to the laser groups. Regardless the treatment, the ageing decreased the strength for all groups.

Keywords: Zirconia. Y-TZP. Laser. Ageing.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 ARTIGO	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
3 CONCLUSÕES GERAIS	50
REFERÊNCIAS	51

1 INTRODUÇÃO

Desde o final do século XX, a necessidade de melhoria nas propriedades mecânicas e estéticas dos materiais odontológicos para reabilitações indiretas tem motivado o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos, associados a novas tecnologias. A tecnologia CAD-CAM e as cerâmicas à base de zircônia estão no topo desta evolução [1].

A zircônia (ZrO_2) exibe uma estrutura polimórfica, que se apresenta em três fases cristalinas, estáveis em diferentes temperaturas: monoclinica (M), até 1.170 °C, tetragonal (T), entre 1.170 °C e 2.370 °C e cúbica (C), acima de 2.370 °C. Para sua utilização clínica, a resistência mecânica é um fator importante a ser considerado. Neste sentido, a zircônia tetragonal parcialmente estabilizada ocupa lugar de destaque por apresentar além de boas propriedades mecânicas, excelente biocompatibilidade e estabilidade química [2–4]. Para que a zircônia fique estável na fase tetragonal à temperatura ambiente se adiciona estabilizadores como óxidos de ítrio, magnésio, cálcio e cério [1,5]. Dentre esses estabilizadores, o óxido de ítrio (3-5 %mol) (Y-TZP) é o mais utilizado.

Além da sua composição, uma das causas que contribuem para a elevada resistência mecânica desta cerâmica (Y-TZP) é o chamado mecanismo de “resistência por transformação”, que ocorre quando essa cerâmica, sob tensão ou diferentes estímulos externos, como variações de temperatura, desgaste, trincas ou impacto, sofre mudança da fase tetragonal para a fase monoclinica (T→M), com um aumento em volume de cerca de 4,5 %. Essa transformação de fase T→M é uma propriedade desejável, já que, o aumento de volume cria uma região de compressão ao redor de uma trinca incipiente, o que dificulta sua propagação e aumenta, assim, a resistência do material [1,4,6–8].

Apesar desta transformação de fase de T→M ter um efeito positivo inicial em relação à resistência, quando a zircônia sofre um estresse excessivo, promovido por ajustes com instrumentos rotatórios, tratamentos de superfície, ou envelhecimento, a transformação T→M pode ser elevada, o que pode levar a trinca inicial a se propagar no interior do material, conduzir a um destacamento dos grãos da zircônia, gerar aumento da rugosidade, comprometimento da resistência e da tenacidade à fratura e conseqüente insucesso clínico [4,8–10].

Um aspecto ainda não totalmente elucidado relativo à zircônia, refere-se à adesão ao substrato dental. Por ser uma cerâmica ácido-resistente, a técnica adesiva de cimentação da zircônia com cimento resinoso torna-se crítica. Uma ineficiente adesão do cimento resinoso com a superfície da zircônia pode promover a diminuição da retenção, da resistência à fratura e da adaptação marginal [11–13].

Diante dessa limitação, muitos estudos têm sido realizados com o intuito de aumentar a resistência de união da interface zircônia/cimento. Para isso, diferentes tratamentos de superfície são propostos, entre eles, o jateamento com óxido de alumínio, o jateamento com óxido de sílica, a aplicação de “liners”, condicionamento com ácidos e também a utilização de diferentes tipos de lasers [8,14].

No caso do jateamento, apesar de apresentar bons resultados no que diz respeito à resistência de união e ser referido na literatura como um tratamento de eleição para a superfície da zircônia Y-TZP [15,16], estudos apontam que alterações no tamanho de partículas, tempo de aplicação e pressão, podem resultar em elevada tensão, conseqüente transformação excessiva de fase T→M e diminuição da resistência à flexão [17,18]. Por esse motivo, tratamentos de superfície que gerem menores tensões sobre a superfície da Y-TZP devem ser testados a fim de reduzir o índice de falhas catastróficas.

Dentre os novos tratamentos, os lasers aparecem como alternativa, sendo os de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG, os mais citados na literatura [12,15,19]. Porém, por não haver uma padronização ou até mesmo um protocolo bem descrito de parâmetros, os resultados são controversos e não se sabe quais alterações são causadas na microestrutura das cerâmicas [20,21].

Estudos recentes apontam para a utilização do laser de Ti:Safira, como um tratamento promissor para a superfície da zircônia. O mecanismo de irradiação desse laser permite a seleção de pulsos ultracurtos numa duração de femtossegundos ($1 \text{ fs} = 1 \times 10^{-15} \text{ s}$), sendo chamado de laser de pulso ultracurto (LPUC). Diferentemente dos tipos de ablação observados com os lasers de pulsos curtos (ns) e longos (μs), que removem o tecido através da ablação termomecânica, a ablação observada com (LPUC) não está relacionada com o aumento de temperatura, mas com uma alteração eletrostática, também conhecida por ablação mediada por plasma. Este mecanismo permite uma ablação de finas camadas com extrema precisão e com mínimos danos térmicos, que não se estendem às regiões vizinhas à qual o feixe laser atinge [22–25].

Outro aspecto apontado como indesejável da zircônia é a degradação, ou envelhecimento em meio aquoso, em baixas temperaturas. Nesse processo, a transformação de fase T→M ocorre mesmo com a adição de estabilizadores de fase tetragonal. A transformação de fase em um grão gera aumento de volume que promove aumento de tensão em outros grãos o que pode gerar ou propagar microtrincas. A penetração de umidade exacerba o processo e estende a degradação para camadas mais profundas, o que resulta em propagação de micro e macro trincas e, conseqüente, diminuição da resistência à flexão [5,26–28].

Diante das limitações apresentadas que podem comprometer a longevidade clínica da zircônia, esse trabalho propõe-se a avaliar o efeito do laser de Ti:Safira como tratamento de superfície desse material, considerando-se seu comportamento mecânico, transformação de fase e características morfológicas, antes e após envelhecimento em meio aquoso.

2 CONCLUSÕES GERAIS

Dentro das limitações deste estudo, a partir dos resultados, pode-se afirmar que a maior homogeneidade na distribuição de falhas após teste de flexão biaxial para os grupos laser, nos permite sugerir este tratamento para a superfície da cerâmica Y-TZP como uma alternativa ao consagrado jateamento com óxido de alumínio.

Independente do tratamento, o envelhecimento promoveu diminuição nos valores de resistência à flexão, porém, melhorou a distribuição de falhas para um dos parâmetros de irradiação utilizado.

A irradiação com laser Ti:Safira promoveu menores níveis de transformação de fase à estrutura cristalina da cerâmica quando refinados pelo método de Rietveld, o que nos permite sugerir uma maior estabilidade desse material a longo prazo.

Os resultados devem ser interpretados com cautela, uma vez que outros parâmetros de irradiação assim como outros protocolos de envelhecimento devam ser testados, para a obtenção de maior longevidade das restaurações cerâmicas.

REFERÊNCIAS

- [1] Pereira GKR, Amaral M, Simoneti R, Rocha GC, Cesar PF, Valandro LF. Effect of grinding with diamond-disc and -bur on the mechanical behavior of a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014;37:133–40.
- [2] Matsumoto N, Yoshinari M, Takemoto S, Hattori M, Kawada E, Oda Y. Effect of intermediate ceramics and firing temperature on bond strength between tetragonal zirconia polycrystal and veneering ceramics. *Dent Mater J* 2013;32:734–43.
- [3] Çağlar I, Yanlkoglu N. The Effect of Sandblasting, Er:YAG Laser, and Heat Treatment on the Mechanical Properties of Different Zirconia Cores. *Photomed Laser Surg* 2016;34:17–26.
- [4] Guilardi LF, Pereira GKR, Wandscher VF, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal: Effects of different aging regimens. *Braz Oral Res* 2017;31:1–10.
- [5] Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM Zirconia. *J Dent Res* 2010;89:91–5.
- [6] Andreiuolo R, Gonçalves SA, Dias KRHC. A zircônia na Odontologia Restauradora. *Rev Bras Odontol* 2011;68:49–53.
- [7] Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ, Douillard T, Mainjot AK. Influence of firing time and framework thickness on veneered Y-TZP discs curvature. *Dent Mater* 2014;30:242–8.
- [8] Sawada T, Schille C, Zöldföldi J, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J, Spintzyk S. Influence of a surface conditioner to pre-sintered zirconia on the biaxial flexural strength and phase transformation. *Dent Mater* 2018;34:486–93.
- [9] Grigore A, Spallek S, Petschelt A, Butz B, Spiecker E, Lohbauer U. Microstructure of veneered zirconia after surface treatments: A TEM study. *Dent Mater* 2013;29:1098–107.
- [10] Prasad HA, Pasha N, Hilal M, Amarnath GS, Kundapur V, Anand M, et al. To Evaluate Effect of Airborne Particle Abrasion using Different Abrasives Particles and Compare Two Commercial Available Zirconia on Flexural Strength on Heat Treatment. *Int J Biomed Sci* 2017;13:93–112.
- [11] Kara O, Kara HB, Tobi ES, Ozturk AN, Kilic HS. Effect of Various Lasers on the Bond Strength of Two Zirconia Ceramics. *Photomed Laser Surg* 2015;33:69–76.

- [12] Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Yarmohamadi E, Shabani A. Effect of CO₂ and Nd:YAG Lasers on Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic. *J Dent (Tehran)* 2015;12:686–94.
- [13] Vicente M, Gomes AL, Montero J, Rosel E, Seoane V, Albaladejo A. Influence of cyclic loading on the adhesive effectiveness of resin-zirconia interface after femtosecond laser irradiation and conventional surface treatments. *Lasers Surg Med* 2016;48:36–44.
- [14] Papia E, Larsson C, Du Toit M, Von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater* 2014;102:395–413.
- [15] Arami S, Hasani Tabatabaei M, Namdar F, Safavi N, Chiniforush N. Shear bond strength of the repair composite resin to zirconia ceramic by different surface treatment. *J Lasers Med Sci* 2014;5:171–5.
- [16] Ozcan M, Bernasconi M. Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent* 2015;17:7–26.
- [17] Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008;24:633–8. doi:10.1016/j.dental.2007.06.030.
- [18] Cheung GJK, Botelho MG. Zirconia Surface Treatments for Resin Bonding. *J Adhes Dent* 2015;17:551–8.
- [19] Arami S, Tabatabae MH, Namdar SF, Chiniforush N. Effects of different lasers and particle abrasion on surface characteristics of zirconia ceramics. *J Dent (Tehran)* 2014;11:233–41.
- [20] Akpınar YZ, Kepceoglu A, Yavuz T, Aslan MA, Demirtag Z, Kilic HS, et al. Effect of femtosecond laser beam angle on bond strength of zirconia-resin cement. *Lasers Med Sci* 2015;30:2123–8.
- [21] UNAL SM, NIGIZ R, POLAT ZS, USUMEZ A. Effect of ultrashort pulsed laser on bond strength of Y-TZP zirconia ceramic to tooth surfaces. *Dent Mater J* 2015;34:351–7.
- [22] Kim B-M, Feit MD, Rubenchik AM, Joslin EJ, Celliers PM, Eichler J, et al. Influence of pulse duration on ultrashort laser pulse ablation of biological tissues. *J Biomed Opt* 2001;6:332.
- [23] Samad RE, Machado LM. Ultrashort Laser Pulses Machining. *Laser Pulses - Theory, Technol Appl* 2012.

- [24] Prieto MV, Gomes ALC, Martín JM, Lorenzo AA, Mato VS, Martínez AA. The effect of femtosecond laser treatment on the effectiveness of resin-zirconia adhesive: An in vitro study. *J Lasers Med Sci* 2016;7:214–9.
- [25] Santos, MO; Latrive, A; Castro, PAA; Rossi, W; Zorn, TMT; Samad, RE; Freitas, AZ; Zezell D. Multimodal evaluation of ultra-short laser pulses treatment for skin burn injuries 2017;8:443–50.
- [26] Kim H-T, Han J-S, Yang J-H, Lee J-B, Kim S-H. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont* 2009;1:113–7.
- [27] Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010;26:807–20.
- [28] Vidotti HA, Pereira JR, Insaurralde E, Almeida ALPF De, Valle AL Do. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *J Dent* 2013;41:307–12.