

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS
ODONTOLÓGICAS**

**INFLUÊNCIA DO LASER DE DIODO NA
EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE DE SISTEMAS
ADESIVOS E NA VARIAÇÃO DE TEMPERATURA NA
CÂMARA PULPAR**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Luciana Roggia Friedrich

**Santa Maria, RS, Brasil
2013**

INFLUÊNCIA DO LASER DE DIODO NA EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE DE SISTEMAS ADESIVOS E NA VARIAÇÃO DE TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR

Luciana Roggia Friedrich

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Odontologia, Ênfase em Dentística, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para a obtenção do grau de **Mestre em Ciências Odontológicas**

Orientador: Prof. Dr. Bruno Lopes da Silveira

**Santa Maria, RS, Brasil
2013**

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
aprova a Dissertação de Mestrado

**INFLUÊNCIA DO LASER DE DIODO NA EVAPORAÇÃO DO
SOLVENTE DE SISTEMAS ADESIVOS E NA VARIAÇÃO DE
TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR**

elaborada por
Luciana Roggia Friedrich

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Ciências Odontológicas.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Bruno Lopes da Silveira, Dr.
(Presidente / Orientador)

Marcela Marquezan, Dr^a. (UFSM)

Rachel de Oliveira Rocha, Dr^a. (UFSM)

André Mallmann, Dr. (UFSM) (Suplente)

Santa Maria, 24 de julho de 2013.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Selso e Geneci...**

Gostaria de tentar expressar em palavras o meu sentimento de gratidão...
A vocês que me deram o dom da vida, e que de todas as formas possíveis me
protegeram para que eu pudesse dar meus primeiros passos...

Pelas palavras de apoio e pelo amor incondicional nos momentos certos...
Obrigado pelos valores que me foram passados, por minha formação como
pessoa e pelos ensinamentos sobre o certo e o errado...

Mesmo que a palavra "obrigado" signifique tanto, jamais expressará por
inteiro meu agradecimento por aquele olhar de ternura, aquele gesto de carinho e o
colo aconchegante que muitas vezes acalmou meu coração...

Tenho que dizer "obrigado" por muitas vezes renunciarem seus sonhos em
detrimento dos meus...

Mais ainda por fazerem acreditar em meus sonhos quando eu mesma pensei
em desistir...

Essa minha conquista é apenas um reflexo da vitória de vocês que me
ensinaram tudo o que eu sou...

Amo vocês de todo meu coração !!

AGRADECIMENTOS

A minha irmã Roberta, minha melhor amiga, meu anjo e companheira de todas as horas. Obrigada pelos ensinamentos como Doutoranda e por me guiar em diversos momentos, inclusive durante a construção dessa dissertação.

Ao meu irmão Rafael, por mais que a distância nos separe um pouquinho, penso em você todos os dias e sei que está muito feliz alcançando os seus sonhos e o seu sucesso.

Ao meu namorado e namorado Ariel, que demonstra todos os dias o valor do verdadeiro Amor e Companheirismo. Obrigada por você existir. Te amo muito!!

Aos meus tios, tias, primos e primas, por vibrarem com minhas conquistas, pelo apoio constante e pelas palavras de confiança e carinho.

Ao meu orientador do mestrado, meu orientador do trabalho de conclusão de curso, meu professor da especialização e mais do que isso, um grande amigo. Professor Bruno Lopes da Silveira, eu nem tenho palavras para agradecer por tudo o que tem feito e faz para o meu sucesso e minha realização profissional. Agradeço pelo carinho, respeito, conselhos e experiências compartilhadas ao longo desta jornada de convivência e aprendizado.

A Professora Rachel de Oliveira Rocha que sempre me apoiou e me incentivou quando as coisas não aconteciam da maneira como eu esperava. Conversava com ela, e era um “remédio” para me acalmar e me confortar, dizendo: Lu, vai dar tudo certo!!

A Marcela Markezan, que engrandeceu o meu trabalho com sua análise estatística, sempre pronta para me ensinar, tirar as minhas dúvidas e dar os seus “pitacos” para melhorar cada vez mais este trabalho.

Aos professores da Disciplina de Dentística, que fizeram eu me sentir em casa e por sempre estarem dispostos a me ajudar em todos os momentos.

Ao Programa de Pós-Graduação que permitiu a realização do meu mestrado na cidade de Santa Maria.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação, pelo incentivo, pela transmissão de conhecimento ao longo desses dois anos e por lutarem com todas as forças por um programa cada vez melhor.

A Jéssica, sempre atenciosa em responder as minhas dúvidas e em me ajudar com os programinhas do computador.

Aos meus colegas que estiveram comigo nesta jornada, pelos momentos de amizade, confraternização, crescimento intelectual e pela disponibilidade de sempre estarem dispostos em ajudar, principalmente quando se tratava dos equipamentos do laboratório.

As minhas colegas de mestrado, Deise Osmari e Ana Carolina Ferreira, que estiveram comigo durante um ano dessa caminhada.

Aos meus queridos amigos e colegas Marcos Paulo da Costa Marchiori, Patrícia Henke e Carolina Druck. Obrigada por todo o tempo de convivência, amizade, carinho, respeito e experiências compartilhadas ao longo desta jornada. Sei que ainda teremos muitas histórias para contarmos juntos. Adoro vocês!

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a minha formação e para a realização desse trabalho.

Obrigada a todos!

“O dia está na minha frente esperando para ser o que eu quiser.
E aqui estou eu, o escultor que pode dar forma.Tudo depende só de mim.”

Charles Chaplin

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas
Universidade Federal de Santa Maria

INFLUÊNCIA DO LASER DE DIODO NA EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE DE SISTEMAS ADESIVOS E NA VARIAÇÃO DE TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR

AUTORA: LUCIANA ROGGIA FRIEDRICH

ORIENTADOR: BRUNO LOPES DA SILVEIRA

Data e Local da Defesa: Santa Maria, 24 de julho de 2013.

Este estudo teve como objetivo avaliar *in vitro* a influência do laser de diodo na evaporação do solvente de sistemas adesivos e na variação da temperatura na câmara pulpar. Foi realizado em duas etapas, que consistiu em: a) avaliar o grau de evaporação do solvente (GE) pelo método gravimétrico, em que 10 μ L de cada um dos materiais testados, sendo dois sistemas adesivos com condicionamento ácido (Adper Scotchbond Multi Purpose, 3M ESPE e Adper Single Bond 2, 3M ESPE) e dois sistemas adesivos autocondicionantes (Clearfil SE Bond, Kuraray e Optibond All-in-one, Kerr), foram dispensados em um recipiente de vidro côncavo e a perda de massa mensurada em uma balança digital, após a aplicação das seguintes técnicas de evaporação do solvente: jato de ar a uma distância de 10 cm por 5 segundos (técnica controle) e laser de diodo irradiado em modo contínuo, perpendicularmente e a uma distância de 1 cm, nas potências 1, 2 e 3 W pelos tempos de 5, 10, 15, 20 e 25 segundos (técnicas experimentais). Para cada um dos 4 sistemas adesivos e em cada uma das 4 técnicas de evaporação avaliadas, foram realizadas seis séries de monitoramento (n=6); b) avaliar a alteração de temperatura, em que foram selecionados 10 incisivos centrais inferiores (n=10), que tiveram os canais radiculares alargados e preenchidos com pasta térmica. Após, a porção radicular foi submersa em banho térmico a 37°C e o sensor termopar acoplado a um termômetro digital foi instalado no interior da câmara pulpar. O laser de diodo foi aplicado na vestibular da coroa dentária, a um 1 cm de distância da superfície e a 2mm da junção cimento esmalte, nas potências 1, 2 e 3 W em modo contínuo e pelos tempos de 5, 10, 15, 20 e 25 segundos. Para cada potência, em cada dente, foram realizados cinco registros de temperatura além do registro da temperatura inicial. Os dados do grau de evaporação (GE) e da variação de temperatura foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ($\alpha= 5\%$). Com base nos valores obtidos do GE, a potência de 3 W pelo tempo de 25 segundos foi a que acarretou maior evaporação do solvente, sendo superior a técnica do jato de ar para os sistemas adesivos Adper Scotchbond Multi Purpose e Adper Single Bond 2, e similar para os sistemas Clearfill SE Bond e Optibond All-in-One. Embora tenha ocorrido diferença estatística significativa entre as potências do laser empregadas e em todos os intervalos de tempo, a potência de 3 W foi a que acarretou a maior variação média de temperatura (3,27 °C), seguida da de 2 W (2,30°C) e 1 W (1,08 °C). Dessa forma, o laser de diodo provocou a evaporação do solvente sendo dependente das características inerentes a cada sistema adesivo e, os parâmetros de irradiação do laser de diodo empregados no presente estudo não causariam danos ao tecido pulpar.

Palavras-chave: Laser. Evaporação. Sistema Adesivo. Temperatura.

ABSTRACT

Master Course Degree
Post Graduate Program in Dental Science
Federal University of Santa Maria

THE INFLUENCE OF DIODE LASER IN SOLVENT EVAPORATION OF ADHESIVE SYSTEMS AND IN TEMPERATURE VARIATION IN THE PULP CHAMBER

AUTHOR: LUCIANA ROGGIA FRIEDRICH

ADVISER: BRUNO LOPES DA SILVEIRA

Defense Place and Date: Santa Maria, Julho 24th 2013.

This study aimed to evaluate *in vitro* the influence of diode laser in solvent evaporation of adhesive systems and in the pulp chamber temperature variation. It was carried out in two stages: a) to evaluate the grade of solvent evaporation (GE) by the gravimetric method in which 10 μ L of each of the tested materials, being two of them etch-and-rinse adhesive systems (Adper Scotchbond Multi Purpose, 3M ESPE and Adper Single Bond 2, 3M ESPE) and two self-etching adhesive systems (Clearfil SE Bond, Kuraray and Optibond All-in-one, Kerr), were put in a concave glass container and the mass loss was measured in an analytical digital balance, after the application of the following techniques of solvent evaporation: air dry stream kept a distance of 10 cm from the tooth surface for 5 seconds (control technique) and diode laser irradiated continuously, perpendicularly and 1 cm distant from the tooth surface, in power outputs 1, 2 and 3 W for 5, 10, 15, 20 and 25 seconds (experimental techniques). For each one of the 4 adhesive systems and in each one of the 4 evaporation techniques assessed, six series of monitoring were taken (n=6); b) to assess the temperature alteration in which the ten inferior central incisive teeth were selected (n=10), that had their root canals extended and filled with thermal paste. Afterwards, the root portion was submerged in thermal bath at 37°C and the thermocouple sensor, attached to a digital thermometer, was set up inside the pulp chamber. The diode laser was applied in the vestibular of the tooth crown, at 1 cm of distant from the surface and at 2 mm from the cemento-enamel junction, in the power outputs 1, 2 e 3 W in a continuous mode and for the times 5, 10, 15 and 25 seconds. For each power output and in each tooth, five records of temperature as well as the record of the initial temperature, were carried out. The data on solvent evaporation rate (GE) and on the temperature variation were subjected to variance analysis and Tukey's test ($\alpha= 5\%$). Based on the values obtained from GE, the power output of 3 W for 25 seconds was that caused higher evaporation of the solvent, being better than the air dry stream technique to the adhesive systems Adper Scotchbond Multi Purpose e Adper Single Bond 2, and similar to the systems Clearfill SE Bond e Optibond All-in-One. Although there was a significant statistical difference among the laser power outputs which were used and in all time intervals, the power output of 3W was the one which resulted in the highest average variation in temperature (3,27 °C), followed by 2 W (2,30 °C) and by 1 W (1,08 °C). Thus, the diode laser caused the solvent evaporation being dependent of the inherent characteristics of each adhesive system and, the parameters of diode laser irradiation employed in the current study didn't cause any damage to the pulp tissue.

Key-Words: Laser. Evaporation. Adhesive system. Temperature.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	11
ARTIGO 1 – INFLUÊNCIA DO LASER DE DIODO NA EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE DE SISTEMAS ADESIVOS	14
Página de Título.....	15
Abstract.....	17
Introdução.....	18
Materiais e Métodos	20
<i>Análise Estatística</i>	22
Discussão	26
Conclusão	30
Agradecimentos	31
Referências	32
ARTIGO 2 – AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR DURANTE IRRADIAÇÃO COM LASER DE DIODO ...	35
Página de Título.....	36
Resumo	37
Abstract.....	38
Introdução.....	39
Materiais e Métodos	41
<i>Análise Estatística</i>	43
Resultados.....	44
Discussão	46
Conclusão	49
Agradecimentos	50
Referências.....	50
DISCUSSÃO	53
CONCLUSÃO	57
REFERÊNCIAS	58
Anexo A: Parecer Do Comitê De Ética Em Pesquisa - UFSM.....	61
Anexo B: Normas para publicação no periódico <i>Lasers in Medical Science</i>	63

INTRODUÇÃO

A Odontologia Restauradora têm evoluído no sentido de cumprir as exigências funcionais e estéticas. No que tange os sistemas adesivos dentários, há uma tendência a simplificação ou diversificação da técnica operatória e na melhora em sua composição, na busca por um aumento na resistência de união entre o sistema restaurador e dentina (VILLELA-ROSA et al., 2011).

Os sistemas adesivos podem ser classificados de acordo com a abordagem de adesão à estrutura dentária em sistemas adesivos convencionais e sistemas adesivos autocondicionantes. Desse modo, existem adesivos que removem a lama dentinária, sendo de dois passos de aplicação (condicionamento ácido + *primer* e adesivo) ou três passos (condicionamento ácido + *primer* + adesivo) denominados de sistemas com condicionamento ácido prévio. Outros sistemas modificam e incorporam a lama dentinária ao adesivo, podendo ser de dois passos de aplicação (*primer* + adesivo) ou de um único passo (*primer* e adesivo) e são chamados de sistemas autocondicionantes (VAN MEERBEEK et al., 2003).

Em relação à composição e as propriedades mecânicas, seria ideal que os componentes adesivos fossem formulados com monômeros hidrofóbicos de baixo peso molecular sem nenhum aditivo, como solventes e água. Entretanto, pela necessidade do adesivo formar a camada híbrida e permear entre as fibras colágenas e na dentina intratubular, monômeros hidrofílicos e solventes orgânicos foram incorporados a sua formulação (SKUPIEN et al., 2009).

Dessa forma, a composição básica de um adesivo é: monômeros resinosos, partículas de carga e solventes, os quais exercem papel fundamental no processo de adesão (CARVALHO et al., 2004). A explicação para tal importância, está no fato de que os solventes tem a capacidade de deslocar a água do interior das fibras colágenas da dentina para que o monômero resinoso possa penetrar nos espaços previamente preenchidos pela água (REIS et al., 2010), além de diminuir a viscosidade do sistema adesivo (CADENARO et al., 2009) proporcionando maior molhamento da estrutura dental (VAN MEERBEEK et al., 2003). Os solventes podem ser orgânicos ou inorgânicos, sendo os mais comuns água, acetona, e etanol (VAN LANDUYT et al., 2007).

No entanto, preconiza-se que após o solvente desempenhar sua função, seja totalmente eliminado (CADENARO et al., 2009). Sua presença residual pode gerar redução das propriedades mecânicas (IKEDA et al., 2008) e diminuição da polimerização do adesivo (FERREIRA et al., 2011; BAIL et al., 2012), podendo comprometer a resistência de união à estrutura dental (JACOBSEN; FINGER; KANEHIRA, 2006; EL-ASKARY, VAN NOORT, 2011) e a longevidade da interface adesiva (FERRACANE, 2006; PASHLEY et al., 2011). O método de eliminação do solvente mais comumente utilizado e proposto pelos fabricantes é a aplicação do jato de ar com a seringa tríplice (GARCIA et al., 2010).

Quando o calor é fornecido a uma substância há o aumento da energia cinética de suas moléculas levando a uma mudança de estado. Em virtude disso, pesquisas utilizando jato de ar aquecidos foram realizadas, resultando em maiores taxas de evaporação dos solventes de sistemas adesivos (REIS et al., 2010).

O uso do laser de diodo aparece nesse contexto, como fonte de energia eletromagnética, e quando empregado em alta potência, provoca um aumento de temperatura no local através da interação fototérmica com a superfície irradiada (GONCALVES; DE ARAUJO; DAMIAO, 1999), podendo promover a evaporação dos solventes do adesivo. Além disso, sugere-se o uso desse laser por se tratar de um equipamento formado de semicondutores, portátil, que pode ser utilizado como rotina na clínica odontológica pela sua simplicidade e praticidade (PICK, 1993). Estudos avaliando a utilização de laser de diodo para realização desta etapa técnica não foram encontrados na literatura científica vigente.

Porém, todo o tratamento utilizando lasers em relação aos tecidos duros dentais em dentes vitalizados requer cuidados de controle de variação de temperatura respeitando-se o tecido pulpar. Conforme Zach e Cohen (1965), uma elevação de temperatura superior a 5,5 °C provoca danos irreversíveis à polpa.

A produção de calor gerada pelo laser de diodo pode ser influenciada por vários fatores, dependentes do equipamento, tais como: potência, comprimento de onda, diâmetro da fibra e tempo de radiação (CERISIER; PASQUETTI; SIMEONE, 1996); da relação com o tecido alvo como distância e angulação da fibra (THEODORO et al., 2003); e do próprio tecido pela sua composição e propriedades ópticas e térmicas (YU et al., 1993; STABHOLZ et al., 2003).

Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi investigar a utilização do laser de diodo de alta potência na evaporação do solvente de sistemas adesivos

em comparação com a utilização de jato de ar para o mesmo fim e avaliar a alteração de temperatura intrapulpar para que sejam determinados parâmetros seguros que viabilizem sua utilização sem comprometer o sucesso do tratamento odontológico.

ARTIGO 1 – INFLUÊNCIA DO LASER DE DIODO NA EVAPORAÇÃO DO SOLVENTE DE SISTEMAS ADESIVOS

Este artigo será submetido à publicação no periódico *Lasers in Medical Science*, ISSN 1435-604X.

Página de Título

Influência do Laser de Diodo na Evaporação do Solvente de Sistemas Adesivos

Luciana Roggia Friedrich 1; Rachel de Oliveira Rocha 2; Marcela Marquezan 3;
Roselaine Terezinha Pozzobon 4; Bruno Lopes da Silveira 5.

1. Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.
Rua Floriano Peixoto, 611. Apto 302. Cep 97010310. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

2. Departamento de Estomatologia, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.
Rua Floriano Peixoto, 1184. Sala 116. Cep 97015-372. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

3. Pró-Reitoria de Assuntos Estudantis, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.
Avenida Roraima, 1000. União Universitária. Sala 1. Cep 97105900. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

4. Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.
Rua Floriano Peixoto, 1184. Sala 115. Cep 97015-372. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

5. Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.
Rua Floriano Peixoto, 1184. Sala 115. Cep 97015-372. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

Autor Correspondente:

Luciana Roggia Friedrich

Rua Floriano Peixoto, 611. Apto 302. Cep 97010310. Santa Maria, RS, Brasil.

Fone: 55 55 3026 3418

E-mail: lucianafriedrich@yahoo.com.br

Resumo

Este estudo teve como objetivo avaliar *in vitro* a influência do laser de diodo, em diferentes potências e tempos, na evaporação do solvente de sistemas adesivos. Os materiais testados foram dois sistemas adesivos com condicionamento ácido (Adper Scotchbond Multi Purpose, 3M ESPE e Adper Single Bond 2, 3M ESPE) e dois sistemas autocondicionantes (Clearfil SE Bond, Kuraray e Optibond All-in-one, Kerr). Foram dispensados 10 µL de cada sistema em um recipiente de vidro e a perda de massa mensurada em uma balança analítica digital, após a aplicação das seguintes técnicas de evaporação do solvente: jato de ar a uma distância de 10 cm por 5 segundos (técnica controle) e laser de diodo irradiado em modo contínuo, perpendicularmente e a uma distância de 1 cm, nas potências 1, 2 e 3 W pelos tempos de 5, 10, 15, 20 e 25 segundos (técnicas experimentais). Para cada um dos 4 adesivos e em cada uma das 4 técnicas de evaporação avaliadas, foram realizadas seis séries de monitoramento (n=6). Os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ($\alpha= 5\%$). Com base nos valores obtidos do grau de evaporação (GE), pode-se concluir que, a potência de 3 W por 25 segundos foi a que acarretou maior evaporação do solvente, sendo superior a técnica do jato de ar para os sistemas adesivos com condicionamento ácido, e similar para os sistemas autocondicionantes. Dessa forma, o laser de diodo promoveu a evaporação do solvente sendo dependente das características inerentes a cada sistema adesivo.

Palavras-chave: Laser. Evaporação. Sistema Adesivo. Solvente.

Abstract

This study aimed to evaluate *in vitro* the influence of diode laser in different power outputs and times in the evaporation of the adhesive systems solvent. The materials tested were two etch-and-rinse adhesive systems (Adper Scotchbond Multi Purpose, 3M ESPE and Adper Single Bond 2, 3M ESPE) and two self-etching adhesive systems (Clearfil SE Bond, Kuraray and Optibond All-in-one, Kerr). Ten microliters of each system were dispensed in a concave glass container and the mass loss measured in an analytical digital balance after the application of the following techniques for solvent evaporation: air-dry stream kept a distance of 10 cm from the tooth surface for 5 seconds (control technique) and diode laser irradiated continuously, perpendicularly and 1 cm distant from the tooth surface, in power outputs 1, 2 and 3 W for 5, 10 15, 20 and 25 seconds (experimental techniques). For each one of the 4 adhesive systems and in each one of the 4 evaporation techniques evaluated, six series of monitoring (n=6) were carried out. The data were subjected to analysis of variance and Tukey's test ($\alpha= 5\%$). Based on the values from the solvent evaporation rate (GE), the power output of 3 W for 25 seconds was that caused higher evaporation of the solvent, being better than the air dry stream technique to the etch and rinse adhesive systems, and similar to the self-etching systems. Thus, the diode laser caused the evaporation of solvent depending on the characteristics inherent to each adhesive system.

Key words: Laser. Evaporation. Adhesive System. Solvent.

Introdução

Os sistemas adesivos contemporâneos são compostos basicamente de monômeros resinosos e partículas de carga diluídos em solventes orgânicos ou inorgânicos, sendo os mais comuns água, acetona, e etanol [1]. Os solventes exercem papel fundamental no processo de adesão [2], pois têm a capacidade de deslocar a água do interior das fibras colágenas da dentina para que o monômero resinoso possa penetrar nos espaços previamente preenchidos pela água [3], além de diminuir a viscosidade do sistema adesivo [4], proporcionando maior molhamento da estrutura dental [5].

No entanto, preconiza-se que, após o solvente desempenhar sua função, seja totalmente eliminado [4]. Sua presença residual pode gerar redução das propriedades mecânicas [6] e diminuição da polimerização do adesivo [7-8], podendo comprometer a resistência de união à estrutura dental [9-10] e a longevidade da interface adesiva [11-12]. O método de eliminação do solvente mais comumente utilizado e proposto pelos fabricantes é a aplicação do jato de ar com a seringa tríplice [13], porém a sua recomendação pelo fabricante não é clara no que se refere ao tempo, distância e pressão

Quando o calor é fornecido a uma substância, há o aumento da energia cinética de suas moléculas levando a uma mudança de estado. Em virtude disso, pesquisas utilizando jato de ar aquecidos foram realizadas, resultando em maiores taxas de evaporação dos solventes de sistemas adesivos [3]. Porém, o secador de cabelo é o dispositivo utilizado para o aquecimento do jato de ar e não é uma metodologia prática de ser usada rotineiramente na clínica odontológica.

O uso do laser de diodo aparece nesse contexto como fonte de energia eletromagnética e, quando empregado em alta potência, provoca um aumento de temperatura no local através da interação fototérmica com a superfície irradiada [14], podendo promover a evaporação do solvente dos sistemas adesivo. Além disso, sugere-se o uso desse laser por se tratar de um equipamento formado de semicondutores, portátil que, pela sua simplicidade e praticidade pode ser utilizado como rotina na clínica odontológica [15]. Estudos avaliando a utilização de laser de diodo para realização da evaporação do solvente não foram encontrados na literatura científica vigente.

Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência do laser de diodo de alta potência na evaporação do solvente de sistemas adesivos em comparação com a utilização de jato de ar.

Materiais e Métodos

Os quatro sistemas adesivos utilizados estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 Sistema Adesivo - Fabricante, lote, classificação e composição química

Sistema Adesivo	Classificação	Composição com destaque ao solvente
Fabricante		
Lote		
Adper Scotchbond Multi Purpose - Primer	Com condicionamento ácido	Primer: HEMA, ácido polialcenóico e água
3M ESPE, St Paul, MN, EUA		
N322814		
Adper Single Bond 2	Com condicionamento ácido	Bis-GMA, HEMA, silano tratado com sílica, glicerol-1, 3-dimetacrilato, copolímero de ácido acrílico e ácido itacônico, diuretano dimetacrilato, água e etanol
3M ESPE, St Paul, MN, EUA		
N261545		
Clearfil SE Bond - Primer	Autocondicionante de dois passos	<i>Primer</i> – MDP, HEMA, dimetacrilato hidrófilo, N.N dietanol <i>p</i> toluidina, canforoquinona, água
Kuraray, ToKoyama, Japan		
01109A		
OptiBond All-In-One	Autocondicionante de um passo	GPDM, monômero metacrilato e disfuncional, canforoquinona, nano-sílica, hexafluorsilicato de sódio, água, acetona e etanol
Kerr, Orange, CA, EUA		
4457104		

(HEMA: 2-Hidroxi-etil-metacrilato; Bis-GMA: Bisfenol diglicidil dimetacrilato; GPDM: Dimetacrilato de glicerol fosfato; MDP: 10-Metacrilato dihidrogênio fosfato)

A evaporação dos solventes foi verificada pelo método gravimétrico, em que a variação de massa de cada amostra foi mensurada em uma balança digital (Bosh SAE 200, Bosh, Jungingen, BW, Alemanha) com precisão de 0,0001g, previamente calibrada no início da etapa laboratorial e com constante monitoramento da calibração durante todo o ensaio.

O recipiente para dispensar o sistema adesivo foi um recipiente de vidro côncavo (Uniglas, Porto Alegre, RS, Brasil) com dimensões 60 mm x 10 mm. Para cada mensuração, o vidro foi posicionado no centro da balança e, após a sua pesagem, esta foi zerada.

Com uma micropipeta de alta precisão (Kacil Indústria e Comércio Ltda, Recife, PE, Brasil) e pontas descartáveis (Cral, Cotia, SP, Brasil), 10 μ L de cada sistema adesivo testado foi dispensado no recipiente. Para facilitar a dosagem do material na micropipeta, o bico dispensador da embalagem original de cada sistema adesivo foi removido previamente e o frasco imediatamente tampado. Após a dosagem, removeu-se o excesso de adesivo da ponteira com papel absorvente.

Para dispensar o sistema adesivo, a micropipeta foi posicionada na vertical a fim de que o volume da gota não se alterasse. Imediatamente após colocar o material testado no recipiente, o valor da massa inicial (m_i) foi registrado.

Após, foi realizada a evaporação do solvente de cada sistema adesivo, conforme as seguintes técnicas:

Técnica controle: aplicação do jato de ar por 5 segundos (conforme o tempo descrito pelo fabricante) a 10 cm de distância, com pressão padronizada pela mesma seringa tríplice. Para o sistema Clearfil SE Bond, assumiu-se arbitrariamente o tempo de 5 segundos de aplicação de jato de ar, dado que o tempo exato do procedimento não é informado pelo fabricante.

Técnicas experimentais: aplicação do Laser de Diodo Thera Lase Surgery (DMC Equipamentos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil) nas potências 1, 2 e 3 W pelos tempos de 5, 10, 15, 20 e 25 segundos, gerando densidades de energia mínima de 4000 J/cm² e máxima de 60.000 J/cm². O laser, com comprimento de onda de 810 nm e diâmetro da fibra de 400 µm, foi aplicado em modo contínuo, perpendicularmente e a uma distância de 1 cm da superfície irradiada.

Imediatamente após, foi anotado o valor da massa final (mf). Para cada um dos 4 adesivos, em cada uma das 4 técnicas de evaporação avaliadas, foram realizadas 6 mensurações (n=6).

A variação entre massa inicial (mi) e final (mf) das amostras, respectivamente antes e após a aplicação dos protocolos de evaporação propostos, foram transformadas no desfecho *grau de evaporação do solvente (GE)* aplicando-se a seguinte equação: $(mi-mf/mi) \times 100$.

Todo o estudo foi realizado pelo mesmo operador, em ambiente com temperatura entre 20 a 24 °C e umidade relativa do ar de aproximadamente 50%, monitoradas por termo-higrômetro.

Análise Estatística

Os valores do GE foram tabulados em planilhas e analisados por meio de estatísticas descritivas no programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences, versão 18.0). Para cada amostra, a normalidade de distribuição foi verificada pelo teste de Shapiro-Wilk, e a homocedacidade entre estes, pela Prova de Levene. A análise de variância de dois fatores comparou o GE de cada sistema adesivo entre as técnicas e os tempos utilizados.

Resultados

A análise de variância de dois fatores elucidou que, em todos os tempos (5, 10, 15, 20 e 25s), os fatores, adesivo, dispositivo e a interação entre eles, significativamente influenciaram o GE. Da mesma forma, para os grupos do dispositivo laser, os fatores sistema adesivo e potência, e sua interação, influenciaram significativamente o GE.

De forma a elucidar o efeito das técnicas experimentais em comparação com a técnica convencional, as tabelas a seguir (Tabela 2, 3, 4 e 5) apresentam os resultados da análise de variância de um fator, comparando o GE entre as 4 técnicas.

Tabela 2 Grau de evaporação do solvente (GE) – média (desvio-padrão) do adesivo Adper Scotchbond Multi Purpose em relação as técnicas e aos tempos de aplicação

Técnica de Evaporação	Tempos de aplicação				
	5 s	5 s	5 s	5 s	5 s
Jato de ar	3,28 ^a	3,28 ^a	3,28 ^a	3,28 ^{a,b}	3,28 ^b
	(1,12)	(1,12)	(1,12)	(1,12)	(1,12)
Laser 1 W	0,68 ^b	1,37 ^{b,c}	1,87 ^b	2,07 ^b	2,98 ^b
	(0,08)	(0,17)	(0,74)	(0,57)	(0,51)
Laser 2 W	0,58 ^b	1,12 ^c	2,05 ^{a,b}	2,94 ^{a,b}	3,72 ^b
	(0,36)	(0,58)	(0,61)	(0,85)	(0,86)
Laser 3 W	1,16 ^b	2,48 ^{a,b}	3,22 ^{a,b}	4,62 ^a	6,21 ^a
	(0,49)	(0,79)	(0,99)	(1,61)	(1,26)

Para cada coluna, letras diferentes representam diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$)

Tabela 3 Grau de evaporação do solvente (GE) – média (desvio-padrão) do adesivo Adper Single Bond 2 em relação as técnicas e aos tempos de aplicação

Técnica de Evaporação	Tempos de aplicação				
	5 s	5 s	5 s	5 s	5 s
Jato de ar	4,53 ^a	4,53 ^a	4,53 ^a	4,53 ^{a,b}	4,53 ^b
	(0,72)	(0,72)	(0,72)	(0,72)	(0,72)
Laser 1 W	0,89 ^b	1,89 ^b	2,66 ^b	3,11 ^b	4,11 ^b
	(0,53)	(0,76)	(0,80)	(1,99)	(0,81)
Laser 2 W	1,27 ^b	2,73 ^b	3,74 ^{a,b}	4,86 ^a	7,12 ^a
	(0,82)	(0,59)	(0,71)	(1,01)	(1,01)
Laser 3 W	1,06 ^b	2,26 ^b	4,14 ^a	5,08 ^a	7,20 ^a
	(0,39)	(0,87)	(0,77)	(0,63)	(0,77)

Para cada coluna, letras diferentes representam diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$)

Tabela 4 Grau de evaporação do solvente (GE) – média (desvio-padrão) do adesivo Clearfil SE Bond em relação as técnicas e aos tempos de aplicação

Técnica de Evaporação	Tempos de aplicação				
	5 s	5 s	5 s	5 s	5 s
Jato de ar	4,49 ^a	4,49 ^a	4,49 ^a	4,49 ^a	4,49 ^a
	(0,56)	(0,56)	(0,56)	(0,56)	(0,56)
Laser 1 W	0,31 ^b	1,08 ^b	1,83 ^b	2,60 ^b	3,15 ^b
	(0,34)	(0,31)	(0,45)	(0,66)	(0,52)
Laser 2 W	0,21 ^b	1,46 ^b	2,67 ^b	3,01 ^b	4,22 ^a
	(0,33)	(0,69)	(1,20)	(1,07)	(0,68)
Laser 3 W	0,62 ^b	1,53 ^b	2,23 ^b	2,83 ^b	3,93 ^{a,b}
	(0,43)	(0,41)	(0,41)	(0,52)	(0,43)

Para cada coluna, letras diferentes representam diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$)

Tabela 5 Grau de evaporação do solvente (GE) – média (desvio-padrão) do adesivo OptiBond All-In-One em relação as técnicas e aos tempos de aplicação

Técnica de Evaporação	Tempos de aplicação				
	5 s	5 s	5 s	5 s	5 s
Jato de ar	37,8 ^a	37,8 ^a	37,8 ^a	37,8 ^a	37,8 ^a
	(2,43)	(2,43)	(2,43)	(2,43)	(2,43)
Laser 1 W	5 s	10 s	15 s	20 s	25 s
	6,19 ^c	10,20 ^c	14,38 ^c	16,79 ^c	19,94 ^c
Laser 2 W	(2,07)	(2,45)	(3,18)	(3,42)	(3,35)
	11,24 ^b	16,9 ^b	21,56 ^b	22,04 ^c	27,51 ^b
Laser 3 W	(1,46)	(2,66)	(2,73)	(4,61)	(2,78)
	12,7 ^b	19,2 ^b	24,16 ^b	28,7 ^b	32,75 ^{a,b}
	(2,16)	(4,69)	(5,79)	(4,73)	(4,73)

Para cada coluna, letras diferentes representam diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$)

Discussão

Embora seja improvável remover todo o solvente dos sistemas adesivos antes de sua polimerização, é fundamental a execução de manobras clínicas que sejam eficientes em promover a evaporação da maior quantidade possível [16-17]. A aplicação de jato de ar é o método proposto pelos fabricantes, com o objetivo de potencializar a evaporação dos solventes [13], porém a sua recomendação pelo fabricante não é clara no que se refere ao tempo, distância e pressão.

Os diversos solventes utilizados, como a água, acetona e o etanol, têm suas características próprias de pressão de vapor e parâmetro de solubilidade, propriedades estas que influenciam na taxa de evaporação dessas substâncias [2,18]. O adesivo Optibond All-in-One, que contém acetona como um dos solventes, obteve maior GE, utilizando a técnica convencional. Este fato pode ser explicado, pois a acetona apresenta os maiores valores de pressão de vapor (185 mmHg a 20° C) e parâmetros de solubilidade menores (7 J/cm³) [19], evaporando de maneira mais rápida que os outros solventes (água e etanol) [20].

Ademais, quando utilizado o jato de ar, os resultados encontrados na presente pesquisa para os sistemas adesivos Clearfil SE Bond e Adper Scotchbond Multi Purpose em relação ao Adper Single Bond 2, estão de acordo com os obtidos por Abate et al. [21], em que sistemas contendo etanol ou etanol e água tiveram maior taxa de evaporação, quando comparados com produtos somente à base de água. Contudo, diante dos valores encontrados, deve-se ter cautela na comparação com os resultados de outros estudos, pois são vários os parâmetros utilizados na aplicação do jato de ar (tempo, pressão e distância).

Conforme Klein-Junior et al. [22], a eliminação do solvente auxiliada por jato de ar aquecido, resultou em maiores taxas de evaporação quando comparada às proporcionadas pela aplicação do jato de ar à temperatura ambiente. Nesse contexto, utilizou-se o laser de diodo para avaliar a sua influência em relação à evaporação dos solventes, pois o laser de diodo, devido ao efeito fototérmico, causa a elevação de temperatura sobre os tecidos alvo durante a irradiação [14].

Além disso, a utilização do laser foi proposta, porque a aplicação de jato de ar pode provocar a incorporação de oxigênio, comprometendo a polimerização e podendo levar à falha adesiva [23]. Ademais, o uso excessivo do ar pode levar ao empocamento do adesivo nos ângulos internos do preparo, e também à contaminação da camada adesiva com água e ao extravasamento de adesivo para além dos limites cavitários [2].

Porém, para todos os adesivos, o laser, quando utilizado durante 5 s, resultou em pequenas taxas de evaporação. Isso possivelmente se deve ao fato de que, até ocorrer uma alteração significativa de temperatura que possa levar a uma redução de perda de massa pela evaporação do solvente, leva-se um tempo até o laser interagir com o sistema adesivo e produzir calor.

Contudo, a partir da potência de 2W por 15s, para o sistema Adper Single Bond 2, e de 3W por 10s para o Adper Scotchbond Multi Purpose, o laser obteve resultados similares, quanto a evaporação do solvente, em relação ao jato de ar. E, utilizando potências e tempos maiores, a técnica com o laser promoveu resultados superiores à técnica convencional, como a de 2 W por 25 s e 3 W por 25 s (Adper Single Bond 2) e de 3 W por 25 s (Adper Scotchbond Multi Purpose). Diante disso, como potências maiores e/ou tempos maiores aumentariam a interação entre laser e

adesivo, faz-se necessário aumentar o tempo ou a potência quando se busca uma elevada evaporação do solvente.

É importante salientar que a aplicação do laser, no diferentes parâmetros de tempo e potência, não acarreta a polimerização do sistema adesivo. Isso pode ser explicado, pois a polimerização dos sistemas adesivos, que contém canforoquinona como agente fotoiniciador, é iniciada pela luz azul, com comprimento de onda de 480 nm [24], e como o laser de diodo emite feixe de luz infravermelha, com comprimento de onda específico de 810 nm, não é capaz de fotoiniciar a reação de polimerização dos sistemas adesivos.

Segundo Carvalho et al. [2], o sistema adesivo, quando simplificado, apresenta formulações mais complexas, em que os monômeros resinosos são geralmente mais ácidos e hidrofílicos e que, quanto maior a hidrofilia do sistema, maior a retenção de solvente e menor a sua evaporação [25]. Dessa forma, os resultados encontrados neste estudo, em relação ao Clearfil SE Bond e o Optibond All-in-One, podem ser explicados, pois o laser apenas foi similar ao jato de ar, em relação a GE, na potência de 3 W pelo tempo de 25 s.

Assim, o laser de diodo parece ser promissor como substituto do jato de ar para a evaporação do solvente. Entretanto, para alguns adesivos, altas potências, por períodos mais longos, necessitam ser utilizadas e, antes que o laser de diodo seja adotado como protocolo para tal fim, estudos devem ser realizados a respeito da variação de temperatura produzida durante as irradiações, para não provocar efeitos deletérios à vitalidade pulpar. Além disso, por ser um trabalho inédito na utilização do laser de diodo para a evaporação do solvente, pesquisas adicionais devem ser conduzidas para avaliar a influência do laser de diodo na resistência de

união e no grau de conversão dos sistemas adesivos, assim como entender a interação laser e adesivo sobre a superfície dentária.

Conclusão

Com base nos valores obtidos do GE, verificados no presente estudo, pode-se concluir que, o laser de diodo foi capaz de provocar a evaporação dos solventes dos sistemas adesivos estudados. A potência de 3 W pelo tempo de 25 segundos foi a que acarretou maior evaporação do solvente, sendo superior a técnica do jato de ar, para os sistemas adesivos Adper Scotchbond Multi Purpose e Adper Single Bond 2 e similar, para os sistemas Clearfill SE Bond e Optibond All-in-One. Dessa forma, o laser de diodo surge como um novo método e pode ser utilizado como substituto do jato de ar para a evaporação do solvente, sendo dependente das características inerentes a cada sistema adesivo.

Agradecimentos

Os autores agradecem as empresas 3M ESPE e Kerr pela doação de parte dos materiais utilizados nessa pesquisa. Não houve conflito de interesses durante a realização da mesma.

Referências

1. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2007) Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res* 86 (8):739-744
2. Carvalho RM, Carrilho MRO, Pereira LCG, Garcia FCP, Marquezini JL (2004) Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho em clínica. *Rev Biodonto* 2 (1):8-89
3. Reis A, Klein-Junior CA, de Souza FH, Stanislawczuk R, Loguercio AD (2010) The use of warm air stream for solvent evaporation: effects on the durability of resin-dentin bonds. *Oper Dent* 35 (1):29-36
4. Cadenaro M, Breschi L, Rueggeberg FA, Suchko M, Grodin E, Agee K, Di Lenarda R, Tay FR, Pashley DH (2009) Effects of residual ethanol on the rate and degree of conversion of five experimental resins. *Dent Mater* 25 (5):621-628
5. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28 (3):215-235
6. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008) Effect of air-drying and solvent evaporation on the strength of HEMA-rich versus HEMA-free one-step adhesives. *Dent Mater* 24 (10):1316-1323
7. Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Junior CA, Accorinte M, Meier MM, Loguercio AD, Reis A (2011) Improvement of exposure times: effects on adhesive properties and resin-dentin bond strengths of etch-and-rinse adhesives. *J Adhes Dent* 13 (3):235-241
8. Bail M, Malacarne-Zanon J, Silva SM, Anauate-Netto A, Nascimento FD, Amore R, Lewgoy H, Pashley DH, Carrilho MR (2012) Effect of air-drying on the solvent evaporation, degree of conversion and water sorption/solubility of dental adhesive models. *J Mater Sci Mater Med* 23 (3):629-638
9. Jacobsen T, Finger WJ, Kanehira M (2006) Air-drying time of self-etching adhesives vs bonding efficacy. *J Adhes Dent* 8 (6):387-392
10. El-Askary FS, Van Noort R (2011) Effect of air-drying pressure and distance on microtensile bond strength of a self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 13 (2):147-153
11. Ferracane JL (2006) Higroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 22 (3): 211-22.

12. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M (2011) Dent Mater 27 (1): 1-16.
13. Garcia FC, Wang L, Pereira LC, de Andrade e Silva SM, Junior LM, Carrilho MR (2010) Influences of surface and solvent on retention of HEMA/mixture components after evaporation. J Dent 38 (1):44-49
14. Goncalves SE, de Araujo MA, Damiao AJ (1999) Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. J Clin Laser Med Surg 17 (2):77-85
15. Pick RM (1993) Using lasers in clinical dental practice. J Am Dent Assoc 124 (2):37-34
16. Ito S, Hoshino T, Iijima M, Tsukamoto N, Pashley DH, Saito T (2010) Water sorption/solubility of self-etching dentin bonding agents. Dent Mater 26 (7):617-626
17. Hashimoto M, Nagano F, Endo K, Ohno H (2010) Measurements of volatile compound contents in resins using a moisture analyzer. Eur J Oral Sci 118 (1):94-99
18. Garcia FC, Otsuki M, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM (2005) Effects of solvents on the early stage stiffening rate of demineralized dentin matrix. J Dent 33 (5):371-377
19. Hansen CM (1969) The Universality of the Solubility Parameter. Product R&D 8 (1):2-11. doi:10.1021/i360029a002
20. Lima FG, Moraes RR, Demarco FF, Del Pino FA, Powers J (2005) One-bottle adhesives: in vitro analysis of solvent volatilization and sealing ability. Braz Oral Res 19 (4):278-283
21. Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL (2000) Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. J Dent 28 (6):437-440
22. Klein-Junior CA, Zander-Grande C, Amaral R, Stanislawczuk R, Garcia EJ, Baumhardt-Neto R, Meier MM, Loguercio AD, Reis A (2008) Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin-dentin bond strengths. J Dent 36 (8):618-625
23. Miyazaki M, Platt JA, Onose H, Moore BK (1996) Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. Oper Dent 21 (4):167-172
24. Cassoni A, Rodrigues JA (2007) Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. Gen Dent 55 (5):416-419

25. Yiu CK, Pashley EL, Hiraishi N, King NM, Goracci C, Ferrari M, Carvalho RM, Pashley DH, Tay FR (2005) Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. *Biomaterials* 26 (34):6863-6872

ARTIGO 2 – AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA NA CÂMARA PULPAR DURANTE IRRADIAÇÃO COM LASER DE DIODO

Este artigo será submetido à publicação no periódico *Lasers in Medical Science*, ISSN 1435-604X.

Página de Título

Avaliação da alteração de temperatura na câmara pulpar durante irradiação com laser de diodo

Luciana Roggia Friedrich 1; Marcela Marquezan 2; Rachel de Oliveira Rocha 3;

Bruno Lopes da Silveira 4.

1. Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas , Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

Rua Floriano Peixoto, 611. Apto 302. Cep 97010310. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

2. Pró-Reitoria de Assuntos Estudantis, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

Avenida Roraima, 1000. União Universitária. Sala 1. Cep 97105900. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil

3. Departamento de Estomatologia, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

Rua Floriano Peixoto, 1184. Sala 116. Cep 97015-372. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

4. Departamento de Odontologia Restauradora, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

Rua Floriano Peixoto, 1184. Sala 115. Cep 97015-372. Santa Maria, Rio Grande do Sul, Brasil.

Autor Correspondente:

Luciana Roggia Friedrich

Rua Floriano Peixoto, 611. Apto 302. Cep 97010310. Santa Maria, RS, Brasil.

Fone: 55 55 3026 3418

E-mail: lucianafriedrich@yahoo.com.br

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar a variação da temperatura na câmara pulpar durante a irradiação do laser de diodo, utilizando diferentes parâmetros de potência e tempo. Para isso, foram selecionados 10 incisivos humanos centrais inferiores ($n=10$), que tiveram os canais radiculares alargados e preenchidos com pasta térmica. Após, a porção radicular permaneceu submersa em banho térmico a 37 °C, e o sensor termopar acoplado a um termômetro digital foi instalado no interior da câmara pulpar para a aferição da variação de temperatura. O laser de diodo foi aplicado a uma distância de 1 cm da superfície dentária, nas potências 1, 2 e 3 W em modo contínuo e pelos tempos de 5, 10, 15, 20 e 25 segundos. Para cada potência, em cada dente, foram realizados cinco registros de temperatura além do registro da temperatura inicial. Os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ($\alpha= 5\%$). Embora tenha ocorrido diferença estatística significativa, entre as potências do laser empregadas e em todos os intervalos de tempo, a potência de 3 W foi a que acarretou a maior variação média de temperatura (3,27 °C), seguida da de 2 W (2,30 °C) e 1 W (1,08 °C). Diante disso, os parâmetros de irradiação do laser de diodo, utilizados no presente estudo, acarretam um aumento progressivo de temperatura dentro dos parâmetros seguros.

Palavras-chave: Temperatura. Laser. Irradiação. Câmara pulpar.

Abstract

This study aimed to evaluate the pulp chamber temperature variation during the diode laser irradiation, using different parameters of power output and time. To do so, ten inferior central incisive teeth (n=10) were selected and had their root canals extended and filled with thermal paste. After that, the root portion was kept submerged in thermal bath at 37 °C, and the thermocouple sensor attached to a digital thermometer was set up for the measurement of the temperature variation. The diode laser was applied to a distance of 1 cm of the dentin surface, in the power outputs 1, 2 and 3 W in the continue mode and for the times of 5, 10, 15, 20 and 25 seconds. In each power output and in each tooth, five records of temperature as well as the record of the initial temperature were carried out. The data were subjected to variance analysis and Tukey's test ($\alpha= 5\%$). Although there was a significant statistical difference among the power outputs of laser which were used and all the time intervals, the power output of 3W was the one which had the highest average variation in temperature (3,27 °C), followed by the one of 2 W (2,30 °C) and 1 W (1,08 °C). So, the irradiation's parameters of the diode laser used in the current study, resulted in a progressive increase in the temperature in safe parameters.

Key words: Temperature. Laser. Irradiation. Pulp chamber.

Introdução

Com o desenvolvimento tecnológico, o uso do laser vem sendo amplamente difundido na Odontologia Moderna. Diante da grande diversidade de equipamentos, eles podem ser utilizados como coadjuvantes em diversos tratamentos e em todas as especialidades odontológicas [1].

As primeiras pesquisas utilizando o laser foram feitas na década de 60 por Goldman et al. [2] e Stern et al. [3] e, desde então, os efeitos biológicos da irradiação do laser têm sido estudados.

Os lasers podem causar elevação de temperatura sobre os tecidos alvos e adjacentes durante a irradiação causada pelo efeito fototérmico. Esse efeito consiste na absorção do laser pelo tecido e na transformação da mesma em energia térmica, aquecendo o tecido [4]. Em virtude disso, todo o tratamento de tecidos duros dentais requer cuidados de controle de variação de temperatura, respeitando-se o tecido pulpar. Conforme Zach e Cohen [5], uma elevação de temperatura superior a 5,6 °C provoca danos irreversíveis ao tecido pulpar.

O laser de Nd:YAG foi o primeiro equipamento desenvolvido para uso exclusivo na Odontologia, porém o seu custo o torna preterido na clínica diária [6] quando comparado ao laser de diodo, pois este é um equipamento portátil, formado por circuitos semicondutores, com grande simplicidade de uso, custo reduzido em comparação aos outros, possibilitando sua utilização pelos profissionais [7-8].

O laser de diodo apresenta como meio ativo um sólido semicondutor formado principalmente de arseneto, gálio e outros elementos como alumínio e índio. Seu comprimento de onda varia de 655 a 980nm, podendo ser emitido em

modo pulsado ou contínuo, na forma de contato ou não com o tecido irradiado, dependendo de sua indicação clínica [9].

A produção de calor gerada pelo laser de diodo pode ser influenciada por vários fatores, dependentes do equipamento, tais como: potência, comprimento de onda, diâmetro da fibra e tempo de radiação [10]; relação com o tecido alvo como distância e angulação da fibra [11]; e do próprio tecido pela sua composição e propriedades ópticas e térmicas [6,12].

Diante de variadas formas de irradiação do laser de diodo, o presente estudo se justifica pela avaliação da alteração de temperatura na câmara pulpar frente a diferentes potências e tempos de aplicação, para que sejam determinados parâmetros seguros que viabilizem sua utilização sem comprometer o sucesso do tratamento odontológico.

Materiais e Métodos

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Santa Maria, sob o número 16516813.4.0000.5346.

Para o desenvolvimento deste estudo, foram utilizados 10 incisivos humanos centrais inferiores, provenientes do Banco de Dentes do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Santa Maria. Os critérios de inclusão dos dentes levaram em conta a ausência de lesões de cárie, trincas, restaurações no elemento dentário, alterações patológicas como calcificações e reabsorções, tratamento endodôntico ou qualquer tipo de intervenção no canal radicular, verificados clinicamente e com auxílio de radiografias periapicais.

Após a seleção, os dentes foram limpos com curetas McCall e escovas de Robinson, embebidas em uma pasta de pedra-pomes e água. Visando à desinfecção, foram armazenados por 30 dias em solução manipulada de tymol a 0,5% em temperatura ambiente, com trocas semanais desta solução. Um dia antes da realização do estudo, foram removidos deste meio, limpos em água corrente e armazenados em água destilada.

Os dentes selecionados foram submetidos à abertura coronária pela face lingual, com ponta diamantada esférica 1016 (KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil), montada numa caneta de alta rotação, sob refrigeração constante. A remoção de restos pulpares coronários e radiculares foi realizada através de irrigação com hipoclorito de sódio a 0,5% e com o auxílio de lima endodôntica manual do tipo K #25 (Denstply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e, em seguida, o canal radicular foi alargado com ponta dimantada 1016 (KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil).

A espessura de esmalte e dentina de cada amostra foi documentada com auxílio de um espessímetro posicionado a 2 mm em direção coronária da junção cimento esmalte, para averiguar a homogeneidade do preparo.

Após o preparo, os dentes foram fixados em um suporte de acrílico, a fim de que as raízes ficassem submersas em banho térmico a uma temperatura de 37 °C, controlada por termômetro digital (Incorterm, São Paulo, São Paulo, Brasil) simulando a situação real na cavidade bucal. A cavidade endodôntica foi preenchida em todo o seu comprimento com pasta térmica (Implastec Eletroquímica, Votorantin, São Paulo, Brasil), permitindo a transferência de calor das paredes dentárias para o sensor do termopar.

O laser de eleição para esse estudo foi o Laser de Diodo Thera Lase Surgery (DMC Equipamentos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil), que foi aplicado na vestibular da coroa dentária, a um 1 cm de distância da superfície e a 2 mm da junção cimento esmalte, em três diferentes potências (1, 2 e 3 W) em modo contínuo por até 25 s, tendo a temperatura aferida nos intervalos de 5, 10, 15, 20 e 25 segundos. Para cada potência, em cada dente, foram realizados cinco registros de temperatura, além do registro da temperatura inicial.

A temperatura foi aferida através do termômetro HI 935005 (Hanna Instruments, Woonsocket, Rhodelsland, USA), acoplado ao sensor termopar tipo K (Hanna Instruments, Woonsocket, Rhodelsland, USA.) de diâmetro de 1,6 mm, fixado no interior da câmara pulpar, sendo introduzido até ficar em contato com a face vestibular e a nível da junção cimento esmalte.

Todo o estudo foi realizado em ambiente com temperatura entre 20 a 24 °C e umidade relativa do ar de aproximadamente 50%, monitoradas por termo-higrômetro.

Análise Estatística

Os valores de temperatura registrados foram tabulados em planilhas e analisados por meio de estatísticas descritivas no programa SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*, versão 18.0). A normalidade de distribuição foi verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk*, e a homocedacidade pela Prova de Levene. A variação de temperatura (Δt), em cada um dos 5 intervalos de tempo, foi comparada entre as diferentes potências do laser por meio de ANOVA e teste de *Tukey*. A temperatura inicial e a temperatura obtida em cada um dos intervalos (T5s, T10s, T15s, T20s, T25s) foram comparadas entre si duas a duas por meio de teste t de Student pareado. Todas as análises foram realizadas com nível de significância de 5%.

Resultados

Em relação à espessura do remanescente de esmalte e dentina das amostras utilizadas, a mínima encontrada foi de 2 mm e a máxima de 2,4 mm, obtendo uma média de 2,15 mm de espessura dos espécimes.

Houve diferença significativa entre as 3 diferentes potências do laser quanto à variação de temperatura em todos os intervalos de tempo (Δt_5 s, Δt_{10} s, Δt_{15} s, Δt_{20} s e Δt_{25} s), sendo a potência 3 W a que acarretou maior variação média de temperatura (3,27 °C), seguida da de 2 W (2,30 °C) e 1 W (1,08 °C).

Considerando a temperatura aferida em cada um dos intervalos (T5 s, T10 s, T15 s, T20 s e T25 s), houve diferença estatisticamente significativa entre todas as temperaturas em relação à temperatura inicial (Tabela 1), bem como entre todos os intervalos de tempo entre si (Tabela 2), resultando em um aumento da temperatura com o avançar do tempo, para as 3 potências do laser empregadas

Tabela 1 Valores da temperatura (desvio-padrão) e da variação de temperatura, em °C, de acordo com os intervalos de tempo registrados e com as diferentes potências testadas

	T 0s	T5s	T10s	T15s	T20s	T25s
1W	28,77 (0,82)	28,94 (0,79)	29,16 (0,81)	29,38 (0,79)	29,63 (0,75)	29,85 (0,71)
2W	29,09 (0,77)	29,42 (0,70)	29,93 (0,70)	30,45 (0,75)	30,90 (0,78)	31,32 (0,81)
3W	29,16 (0,76)	29,72 (0,71)	30,48 (0,64)	31,15 (0,66)	31,75 (0,69)	32,43 (0,73)

Tabela 2 Valores da variação de temperatura, em °C, de acordo com os intervalos de tempo registrados e com as diferentes potências testadas

	ΔT_{5s}	ΔT_{10s}	ΔT_{15s}	ΔT_{20s}	ΔT_{25s}
1W	0,17 ^c	0,39 ^c	0,61 ^c	0,86 ^c	1,08 ^c
2W	0,4 ^b	0,91 ^b	1,43 ^b	1,88 ^b	2,3 ^b
3W	0,63 ^a	1,32 ^a	1,99 ^a	2,59 ^a	3,27 ^a

Para cada coluna, letras diferentes representam diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$)

Discussão

A conversão da energia eletromagnética em energia térmica no tecido a ser tratado é uma consequência inevitável quando se aplicam os lasers [6]. Por conseguinte, a temperatura que se desenvolve na polpa é um fator muito importante quando se procura avaliar a indicação do laser no tratamento do dente vitalizado [13]. Conforme Zach e Cohen [5], um aumento de temperatura de 5,6 °C na polpa dental, resultou em necrose em 15% das amostras avaliadas, 60% para uma elevação de temperatura de 11 °C e 100% para uma temperatura de 16,6 °C. No entanto, estes valores foram questionados por Baldissara et al. [14], que concluíram, em sua pesquisa, que uma alteração de 11,2 °C não provoca danos sobre o tecido pulpar. No presente estudo, as potências de 1, 2 e 3 W, independentemente do tempo utilizado (5, 10, 15, 20 e 25 s), não provocaram variações médias de temperatura superiores a 3,27 °C, e portanto, o laser utilizado não causaria danos ao tecido pulpar, sendo considerado seguro nos parâmetros utilizados.

Os valores de variação de temperatura obtidos neste estudo foram inferiores numericamente quando comparados a outros estudos [15,13], pois a distância utilizada de irradiação do laser, em relação à superfície do dente, foi de 1 cm. Outro fator, que pode ter influenciado para os valores encontrados, foi a espessura do remanescente dental ter sido, em média, de 2 mm. E, conforme Weber e Garone-Netto [16] e Sueliman et al. [17], a espessura de dentina é considerada como o fator isolado mais importante na determinação da proteção do tecido pulpar e, ademais, a irradiação laser sobre um remanescente dental, que recobre a polpa igual ou

superior a 2 mm, é importante para que a elevação da temperatura na câmara pulpar não ultrapasse valores críticos [18-19].

Quando a luz laser atinge um tecido, esta poderá ser refletida, espalhada, absorvida ou transmitida, e esta interação é dependente da composição e propriedades do tecido a ser irradiado [20]. A absorção é responsável pelo efeito térmico, resultando na conversão de energia eletromagnética em energia térmica [1]. Quando a irradiação da luz laser é realizada em esmalte, devido à alta concentração inorgânica, o grau de reflexão do laser de diodo é bastante significativo, variando de 30% a 60%. Para a dentina, que tem um maior conteúdo orgânico, ocorre de 20% a 40% a reflexão da luz incidente [13]. Estes altos valores de reflexão, podem também elucidar a baixa elevação de temperatura ocasionada pela irradiação do laser de diodo neste estudo.

A maior variação de temperatura ocorreu durante a aplicação do laser irradiado na potência de 3 W, no tempo de 25 s. E, conforme YU et al. [6], o aumento de potência é o fator que tem maior influência no aumento da variação de temperatura. Além disso, o tempo de exposição da irradiação laser é outro fator de grande relevância no aumento de temperatura da polpa e dos tecidos adjacentes à área irradiada [21].

Entretanto, há a necessidade de cautela na comparação dos resultados obtidos neste estudo, com os resultados apresentados por outros pesquisadores em relação à variação de temperatura, pois são muitos os parâmetros de irradiação empregados em cada estudo e diferentes delineamentos experimentais utilizados, que podem interferir nos resultados obtidos em relação à variação de temperatura na câmara pulpar.

Aumentos de temperatura durante procedimentos clínicos são provavelmente mais baixos do que resultados obtidos em pesquisas *in vitro* [22-23]. Isso pode ser explicado, uma vez que um trabalho *in vitro* não considera a condução de calor dentro do elemento dentário, devido à circulação de sangue na câmara pulpar [24] e ao movimento de fluídos nos túbulos dentinários [25]. E, ademais, os tecidos periodontais circundantes podem promover a convecção de calor [26] e a presença de saliva na superfície dental age como uma barreira protetora [6], limitando o aumento da temperatura na câmara pulpar.

Assim, para a aplicação segura do laser de diodo, é de extrema importância conhecer os parâmetros de irradiação adequados e entender a interação com os diferentes tecidos, a fim de obter variações mínimas de temperatura, sem danos ao tecido pulpar.

Conclusão

Diante dos resultados obtidos no presente estudo, pode-se concluir que a aplicação do laser de diodo, em modo contínuo e a 1 cm da superfície irradiada nas potências 1 , 2 e 3 W durante 5, 10 15, 20 até 25 segundos, acarreta um aumento progressivo da temperatura abaixo dos parâmetros seguros conforme as informações da literatura vigente.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES, pois este estudo foi parcialmente suportado por esta instituição. E, ao Prof. Ms. Maurício Mezzomo por ter fornecido alguns dos equipamentos utilizados neste estudo.

Referências

1. De Paula Eduardo C, Crivello O (2010) Lasers em Odontologia: Fundamentos em Odontologia. Guanabara, Rio de Janeiro
2. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R (1965) Effect of Laser Beam Impacts on Teeth. J Am Dent Assoc 70:601-606
3. Stern RH, Sognnaes RF (1964) Laser beam on dental hard tissues. J Dent Res, Chicago 43 (5):873
4. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N (2005) Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 72 (2):254-259
5. Zach L, Cohen G (1965) Pulp Response to Externally Applied Heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 19:515-530
6. Yu D, Powell GL, Higuchi WI, Fox JL (1993) Comparison of three lasers on dental pulp chamber temperature change. J Clin Laser Med Surg 11 (3):119-122
7. Pick RM (1993) Using lasers in clinical dental practice. J Am Dent Assoc 124 (2):37-34
8. Romanos G, Nentwig GH (1999) Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. J Clin Laser Med Surg 17 (5):193-197
9. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I (2004) Lasers in nonsurgical periodontal therapy. Periodontol 2000 36:59-97
10. Cerisier P, Pasquetti R, Simeone D (1996) The radicular dentine temperature during laser irradiation: a numerical modeling. J Clin Laser Med Surg 14 (4):157-162
11. Theodoro LH, Haypek P, Bachmann L, Garcia VG, Sampaio JE, Zezell DM, Eduardo Cde P (2003) Effect of ER:YAG and diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analysis. J Periodontol 74 (6):838-843
12. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D (2003) The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. Compend Contin Educ Dent 24 (12):935-948; quiz 949
13. de Alencar Mollo M, Frigo L, Favero GM, Lopes-Martins RA, Brugnera Junior A (2011) In vitro analysis of human tooth pulp chamber temperature after low-intensity laser therapy at different power outputs. Lasers Med Sci 26 (2):143-147

14. Baldissara P, Catapano S, Scotti R (1997) Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil* 24 (11):791-801
15. Sulieman M, Addy M, Rees JS (2005) Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br Dent J* 199 (1):37-40; discussion 32
16. Weber J, Garone-Netto N (1980) Mensuração da espessura da dentina remanescente após o preparo cavitário – métodos radiográfico e direto. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 34 (6):452-461
17. Sulieman M, Rees JS, Addy M, (2006) Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent J* 200 (11): 631-634
18. Armengol V, Jean A, Marion D (2000) Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod* 26 (3):138-141
19. Kreisler M, Al-Haj H, D'Hoedt B (2002) Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 93 (6):730-735
20. Seka W, Fried D, Featherstone JD, Borzillary SF (1995) Light deposition in dental hard tissue and simulated thermal response. *J Dent Res* 74 (4):1086-1092
21. Lan WH (1999) Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. *J Endod* 25 (3):155-156
22. Gouw-Soares S, Pelino Jep, Haypek P, Bachmann L, CPE (2001) Temperature Rise in Cavities Prepared in Vitro by Er:YAG Laser *J Oral Laser Applications* 1 (2):119 - 123
23. Kivanc BH, Arisu HD, Ulusoy OI, Saglam BC, Gorgul G (2012) Effect of light-activated bleaching on pulp chamber temperature rise: an in vitro study. *Aust Endod J* 38 (2):76-79
24. Raab WH (1992) Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proc Finn Dent Soc* 88 Suppl 1:469-479
25. Ulusoy C, Irmak O, Bagis YH, Ulusoy OI (2008) Temperature rise and shear bond strength of bondable buccal tubes bonded by various light sources. *Eur J Orthod* 30 (4):413-417
26. Hannig M, Bott B (1999) In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 15 (4):275-281

DISCUSSÃO

A utilização dos lasers vem sendo amplamente difundida dentro da Odontologia Moderna. O laser de diodo aparece nesse contexto, e com base nos resultados obtidos neste estudo, surge como uma nova opção e pode ser empregado no intuito de promover a evaporação do solvente de sistemas adesivos.

A aplicação de jato de ar é o método proposto pelos fabricantes com o objetivo de potencializar a evaporação dos solventes (GARCIA et al., 2010). Porém, o seu uso para tal fim, pode provocar a incorporação de oxigênio, comprometendo a polimerização e podendo levar a falha adesiva (MIYAZAKI et al., 1996). Ademais, o uso excessivo do ar pode levar ao empoçamento do adesivo nos ângulos internos do preparo, contaminação da camada adesiva com água e extravasamento de adesivo para além dos limites cavitários (CARVALHO et al., 2004).

Diante dos resultados encontrados por Klein-Junior et al. (2008), em que a eliminação do solvente auxiliada por jato de ar aquecido, resultou em maiores taxas de evaporação quando comparadas às proporcionadas pela aplicação do jato de ar à temperatura ambiente, utilizou-se o laser de diodo para avaliar a sua influência em relação à evaporação dos solventes, pois o laser, devido ao efeito fototérmico, causaria a elevação de temperatura sobre os tecidos alvo durante a irradiação.

Para todos os adesivos, o laser, quando utilizado durante 5 s, resultou em pequenas taxas de evaporação. Isso possivelmente se deve ao fato de que, até ocorrer uma alteração significativa de temperatura que possa levar a uma redução de massa pela evaporação do solvente, leva-se um tempo até o laser interagir com o sistema adesivo e produzir calor.

Contudo, a partir da potência de 2 W por 15 s, para o sistema Adper Single Bond 2, e de 3 W por 10 s para o Adper Scotchbond Multi Purpose, o laser obteve resultados similares quanto a evaporação do solvente em relação ao jato de ar. E, utilizando potências e tempos maiores, a técnica com o laser promoveu resultados superiores à técnica convencional, como a de 2 W por 25 s e 3 W por 25 s (Adper Single Bond 2) e de 3 W por 25 s (Adper Scotchbond Multi Purpose). Diante disso, como potências maiores e/ou tempos maiores aumentariam a interação entre laser e adesivo, faz-se necessário aumentar o tempo ou a potência quando se busca uma elevada evaporação do solvente.

Segundo Carvalho et al. (2004), o sistema adesivo, quando simplificado, apresenta formulações mais complexas, em que os monômeros resinosos são geralmente mais ácidos e hidrofílicos e que, quanto maior a hidrofília do sistema, maior a retenção de solvente e menor a sua evaporação (YIU et al., 2005). Dessa forma, os resultados encontrados neste estudo, em relação ao Clearfil SE Bond e o Optibond All-in-One, podem ser explicados, pois o laser apenas foi similar ao jato de ar, em relação a GE, na potência de 3 W pelo tempo de 25 s.

É importante salientar que a aplicação do laser, nos diferentes parâmetros de tempo e potência, não acarreta a foiniciação do sistema adesivo. Isso pode ser explicado, pois a polimerização dos sistemas adesivos, que contém canforoquinona como agente fotoiniciador, é iniciada pela luz azul, com comprimento de onda de 480 nm (CASSONI , RODRIGUES, 2007) e como o laser de diodo emite feixe de luz infravermelha, com comprimento de onda específico de 810 nm, não é capaz de fotoiniciar a reação de polimerização dos sistemas adesivos.

A utilização do laser para a evaporação do solvente, pode ser indicada desde que não provoque danos ao tecido pulpar, pois a conversão da energia eletromagnética em energia térmica no tecido a ser tratado é uma consequência inevitável quando se aplicam os lasers (YU et al., 1993). Por conseguinte, a temperatura que se desenvolve na polpa é um fator muito importante quando se procura avaliar a indicação do laser no tratamento do dente vitalizado (DE ALENCAR MOLLO et al., 2011). Conforme Zach e Cohen (1965), um aumento de temperatura de 5,6 °C na polpa dental, resultou em necrose em 15% das amostras avaliadas, 60% para uma elevação de temperatura de 11 °C e 100% para uma temperatura de 16,6 °C. No entanto, estes valores foram questionados por Baldissara, Catapano e Scotti (BALDISSARA; CATAPANO; SCOTTI, 1997), que concluíram, em sua pesquisa, que uma alteração de 11,2 °C não provoca danos sobre o tecido pulpar. No presente estudo, as potências de 1, 2 e 3 W, independentemente do tempo utilizado (5, 10, 15, 20 e 25 s), não provocaram variações médias de temperatura superiores a 3,27 °C, e portanto, o laser utilizado não causaria danos ao tecido pulpar, sendo considerado seguro nos parâmetros utilizados.

Os valores de variação de temperatura obtidos neste estudo foram inferiores numericamente quando comparados a outros estudos (SULIEMAN; REES; ADDY, 2006; DE ALENCAR MOLLO et al., 2011), pois a distância utilizada de irradiação do

laser, em relação à superfície do dente, foi de 1 cm. Outro fator, que pode ter influenciado para os valores encontrados, foi a espessura do remanescente dental ter sido, em média, de 2 mm. E, conforme Weber e Garone-Netto (1980) e Sueliman (2005), a espessura de dentina é considerada como o fator isolado mais importante na determinação da proteção do tecido pulpar e, ademais, a irradiação laser sobre um remanescente dental que recobre a polpa igual ou superior a 2 mm, é importante para que a elevação da temperatura intrapulpar não ultrapasse valores críticos (ARMENGOL; JEAN; MARION, 2000; KREISLER; AL-HAJ; D'HOEDT, 2002).

Quando a luz laser atinge um tecido, esta poderá ser refletida, espalhada, absorvida ou transmitida, e esta interação é dependente da composição e propriedades do tecido a ser irradiado (SEKA et al., 1995). A absorção é responsável pelo efeito térmico, resultando na conversão de energia eletromagnética em energia térmica (DE PAULA EDUARDO , CRIVELLO, 2010). Quando a irradiação da luz laser é realizada em esmalte, devido à alta concentração inorgânica, o grau de reflexão do laser de diodo é bastante significativo, variando de 30% a 60%. Para a dentina, que tem um maior conteúdo orgânico, ocorre de 20% a 40% a reflexão da luz incidente (DE ALENCAR MOLLO et al., 2011). Estes altos valores de reflexão, podem também elucidar a baixa elevação de temperatura ocasionada pela irradiação do laser de diodo neste estudo.

A maior variação de temperatura ocorreu durante a aplicação do laser irradiado na potência de 3 W, no tempo de 25 s. E, conforme YU et al.(1993), o aumento de potência é o fator que tem maior influência no aumento da variação de temperatura. Além disso, o tempo de exposição da irradiação laser é outro fator de grande relevância no aumento de temperatura da polpa e dos tecidos adjacentes à área irradiada (LAN, 1999).

Entretanto, há a necessidade de cautela na comparação dos resultados obtidos neste estudo, com os resultados apresentados por outros pesquisadores em relação à variação de temperatura, pois são muitos os parâmetros de irradiação empregados em cada estudo e diferentes delineamentos experimentais utilizados, que podem interferir nos resultados obtidos em relação a de 5,6 °C variação de temperatura intrapulpar.

Aumentos de temperatura durante procedimentos clínicos são provavelmente mais baixos do que resultados obtidos em pesquisas *in vitro* (GOUW-SOARES S et al., 2001; KIVANC et al., 2012). Isso pode ser explicado, uma vez que um trabalho *in*

vitro não considera a condução de calor dentro do elemento dentário, devido a circulação de sangue na câmara pulpar (RAAB, 1992) e ao movimento de fluídos nos túbulos dentinários (ULUSOY et al., 2008). E, ademais, os tecidos periodontais circundantes podem promover a convecção de calor (HANNIG , BOTT, 1999) e a presença de saliva na superfície dental age como uma barreira protetora (YU et al., 1993), limitando o aumento da temperatura na câmara pulpar.

Diante do exposto, o laser de diodo pode ser utilizado como substituto do jato de ar para a evaporação do solvente. Entretanto, para alguns sistemas, altas potências por períodos mais longos necessitam ser utilizadas (como a de 3 W por 25 s) e, conforme os resultados obtidos no presente estudo, o aumento da variação de temperatura foi abaixo dos parâmetros seguros, não ocasionando danos deletérios ao tecido pulpar.

Além disso, por ser um trabalho inédito na utilização do laser de diodo para a evaporação do solvente, pesquisas adicionais devem ser conduzidas para avaliar a influência do laser de diodo na resistência de união e no grau de conversão dos sistemas adesivos, assim como entender a interação laser e adesivo sobre a superfície dentária.

CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia proposta e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- O laser de diodo foi capaz de provocar a evaporação dos solventes dos sistemas adesivos estudados.
- Em algumas das potências e dos tempos empregados, o laser de diodo surge como um novo método, que pode ser utilizado como substituto do jato de ar, para a evaporação do solvente.
- A aplicação do laser de diodo, em modo contínuo e a 1 cm da superfície irradiada nas potências 1 , 2 e 3 W durante 5, 10 15, 20 até 25 segundos, acarretou um aumento progressivo da temperatura dentro de parâmetros seguros.

REFERÊNCIAS

ARMENGOL, V.; JEAN, A.; MARION, D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. **J Endod**, v. 26, n. 3, p. 138-41, Mar 2000.

BAIL, M. et al. Effect of air-drying on the solvent evaporation, degree of conversion and water sorption/solubility of dental adhesive models. **J Mater Sci Mater Med**, v. 23, n. 3, p. 629-38, Mar 2012.

BALDISSARA, P.; CATAPANO, S.; SCOTTI, R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. **J Oral Rehabil**, v. 24, n. 11, p. 791-801, Nov 1997.

CADENARO, M. et al. Effects of residual ethanol on the rate and degree of conversion of five experimental resins. **Dent Mater**, v. 25, n. 5, p. 621-8, May 2009.

CARVALHO, R. M. et al. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão de sua aplicação e desempenho em clínica. **Rev. Biodonto**, v. 2, n. 1, p. 8-89, 2004.

CASSONI, A.; RODRIGUES, J. A. Argon laser: a light source alternative for photopolymerization and in-office tooth bleaching. **Gen Dent**, v. 55, n. 5, p. 416-9, Sep-Oct 2007.

CERISIER, P.; PASQUETTI, R.; SIMEONE, D. The radicular dentine temperature during laser irradiation: a numerical modeling. **J Clin Laser Med Surg**, v. 14, n. 4, p. 157-62, Aug 1996.

DE ALENCAR MOLLO, M. et al. In vitro analysis of human tooth pulp chamber temperature after low-intensity laser therapy at different power outputs. **Lasers Med Sci**, v. 26, n. 2, p. 143-7, Mar 2011.

DE PAULA EDUARDO, C.; CRIVELLO, O. Lasers Em Odontologia: Fundamentos Em Odontologia. Rio de Janeiro: GUANABARA, 2010.

EL-ASKARY, F. S.; VAN NOORT, R. Effect of air-drying pressure and distance on microtensile bond strength of a self-etching adhesive. **J Adhes Dent**, v. 13, n. 2, p. 147-53, Apr 2011.

FERRACANE J.L. Higrscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. **Dent Mater**, v. 22, n. 3, p. 211-22, Mar. 2006.

FERREIRA, S. Q. et al. Improvement of exposure times: effects on adhesive properties and resin-dentin bond strengths of etch-and-rinse adhesives. **J Adhes Dent**, v. 13, n. 3, p. 235-41, Jun 2011.

GARCIA, F. C. et al. Influences of surface and solvent on retention of HEMA/mixture components after evaporation. **J Dent**, v. 38, n. 1, p. 44-9, Jan 2010.

GONCALVES, S. E.; DE ARAUJO, M. A.; DAMIAO, A. J. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. **J Clin Laser Med Surg**, v. 17, n. 2, p. 77-85, Apr 1999.

GOUW-SOARES S et al. Temperature Rise in Cavities Prepared in Vitro by Er:YAG Laser **J Oral Laser Applications** v. 1, n. 2, p. 119 - 123 2001.

HANNIG, M.; BOTT, B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. **Dent Mater**, v. 15, n. 4, p. 275-81, Jul 1999.

IKEDA, T. et al. Effect of air-drying and solvent evaporation on the strength of HEMA-rich versus HEMA-free one-step adhesives. **Dent Mater**, v. 24, n. 10, p. 1316-23, Oct 2008.

JACOBSEN, T.; FINGER, W. J.; KANEHIRA, M. Air-drying time of self-etching adhesives vs bonding efficacy. **J Adhes Dent**, v. 8, n. 6, p. 387-92, Dec 2006.

KIVANC, B. H. et al. Effect of light-activated bleaching on pulp chamber temperature rise: an in vitro study. **Aust Endod J**, v. 38, n. 2, p. 76-9, Aug 2012.

KLEIN-JUNIOR, C. A. et al. Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin-dentin bond strengths. **J Dent**, v. 36, n. 8, p. 618-25, Aug 2008.

KREISLER, M.; AL-HAJ, H.; D'HOEDT, B. Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 93, n. 6, p. 730-5, Jun 2002.

LAN, W. H. Temperature elevation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. **J Endod**, v. 25, n. 3, p. 155-6, Mar 1999.

MIYAZAKI, M. et al. Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. **Oper Dent**, v. 21, n. 4, p. 167-72, Jul-Aug 1996.

PASHLEY, D. H et.al. State of the art etch-and-rinse adhesives. **Dent Mater**, v. 27, n. 1, p. 1-16, Nov. 2011.

PICK, R. M. Using lasers in clinical dental practice. **J Am Dent Assoc**, v. 124, n. 2, p. 37-4, Feb 1993.

RAAB, W. H. Temperature related changes in pulpal microcirculation. **Proc Finn Dent Soc**, v. 88 Suppl 1, p. 469-79, 1992.

REIS, A. et al. The use of warm air stream for solvent evaporation: effects on the durability of resin-dentin bonds. **Oper Dent**, v. 35, n. 1, p. 29-36, Jan-Feb 2010.

SEKA, W. et al. Light deposition in dental hard tissue and simulated thermal response. **J Dent Res**, v. 74, n. 4, p. 1086-92, Apr 1995.

SKUPIEN, J. A. et al. Adhesive Systems: Considerations About Solvents. **Int. J. Odontostomat.**, v. 3, n. 2, p. 19-124, 2009.

STABHOLZ, A. et al. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. **Compend Contin Educ Dent**, v. 24, n. 12, p. 935-48; quiz 949, Dec 2003.

SULIEMAN, M.; ADDY, M.; REES, J. S. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. **Br Dent J**, v. 199, n. 1, p. 37-40; discussion 32, Jul 9 2005.

SULIEMAN M, REES JS, ADDY M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. **Br Dent J**, v. 200, n. 11, p. 631-634, Jun 10 2006.

THEODORO, L. H. et al. Effect of ER:YAG and diode laser irradiation on the root surface: morphological and thermal analysis. **J Periodontol**, v. 74, n. 6, p. 838-43, Jun 2003.

ULUSOY, C. et al. Temperature rise and shear bond strength of bondable buccal tubes bonded by various light sources. **Eur J Orthod**, v. 30, n. 4, p. 413-7, Aug 2008.

VAN LANDUYT, K. L. et al. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. **J Dent Res**, v. 86, n. 8, p. 739-44, Aug 2007.

VAN MEERBEEK, B. et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. **Oper Dent**, v. 28, n. 3, p. 215-35, May-Jun 2003.

VILLELA-ROSA, A. C. M. et al. Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. **Brazilian Oral Research**, v. 25, p. 143-149, 2011.

WEBER J; GARONE-NETTO N. Mensuração da espessura da dentina remanescente após o preparo cavitário – métodos radiográfico e direto. **Rev Assoc Paul Cir Dent** v. 34, n. 6, p. 452-61, 1980.

YIU, C. K. et al. Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. **Biomaterials**, v. 26, n. 34, p. 6863-72, Dec 2005.

YU, D. et al. Comparison of three lasers on dental pulp chamber temperature change. **J Clin Laser Med Surg**, v. 11, n. 3, p. 119-22, Jun 1993.

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp Response to Externally Applied Heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 19, p. 515-30, Apr 1965.

Anexo A: Parecer Do Comitê De Ética Em Pesquisa - UFSM

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA MARIA/ PRÓ-REITORIA
DE PÓS-GRADUAÇÃO E



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DE TEMPERATURA INTRAPULPAR DURANTE IRRADIAÇÃO COM LASER DE DIODO

Pesquisador: Bruno Lopes da Silveira

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 16516813.4.0000.5346

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Maria/ Pró-Reitoria de Pós-Graduação e

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 290.995

Data da Relatoria: 27/05/2013

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo quase-experimental que visa estudar os efeitos da irradiação do laser, principalmente os relacionados com o aumento de temperatura no interior da câmara pulpar. Este estudo será realizado em 10 dentes incisivos centrais inferiores conforme protocolo detalhado descrito no projeto.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Geral: Analisar a variação da temperatura intrapulpar provocada pelo Laser de Diodo em diferentes parâmetros de irradiação

Objetivos Específicos: Avaliar comparativamente a variação da temperatura intrapulpar provocada pelo Laser de Diodo em função das diferentes potências aplicadas. Avaliar comparativamente a variação da temperatura intrapulpar provocada pelo Laser de Diodo em diferentes tempos de irradiação. Analisar se as diferentes potências e tempos de aplicação do Laser de Diodo são seguros para a manutenção da saúde pulpar.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Estão descritos no corpo do projeto e são eles: Em relação aos aspectos éticos, a realização da presente pesquisa não implicará riscos e irá respeitar a integridade física e moral do sujeito da pesquisa dentro dos padrões éticos conforme a Resolução do Conselho Nacional de Saúde 196/96

Endereço: Av. Roraima, 1000 - Prédio da Reitoria - 2º andar
Bairro: Cidade Universitária - Camobi CEP: 97.105-900
UF: RS Município: SANTA MARIA
Telefone: (51)3220-9382 E-mail: cep.ufsm@gmail.com

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA MARIA/ PRÓ-REITORIA
DE PÓS-GRADUAÇÃO E



Continuação do Parecer: 290.995

, pois será realizada com dentes doados.

Em relação aos benefícios, os pesquisadores, bem como todos os profissionais de Odontologia, irão ampliar os seus conhecimentos em relação as aplicações e os parâmetros seguros de Irradiação do Laser de diodo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Esta pesquisa esta muito bem delineada e o protocolo encontra-se muito bem descrito.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos estão adequados.

Recomendações:

-

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

-

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SANTA MARIA, 03 de Junho de 2013

Assinador por:
Félix Alexandre Antunes Soares
(Coordenador)

Endereço: Av. Roraima, 1000 - Prédio da Reitoria - 2º andar

Bairro: Cidade Universitária - Camobi CEP: 97.105-600

UF: RS Município: SANTA MARIA

Telefone: (55)3220-9362

E-mail: cep.ufsm@gmail.com

Anexo B: Normas para publicação no periódico *Lasers in Medical Science*



www.springer

Medicina | Lasers in Medical Science – Incl. option to publish open access



Lasers in Medical Science

Editor-in-Chief: Keyvan Nouri
 ISSN: 0268-8921 (print version)
 ISSN: 1435-804X (electronic version)
 Journal no. 10103

Instructions for Authors

Instructions for Authors

TYPES OF PAPERS

- Original Article – limited to 4000 words, 45 references, no more than 5 figures
- Review Article – limited to 5000 words, 50 references, no more than 5 figures
- Brief Report - limited to 2000 words, 25 references, no more than 4 figures - Case Reports will not be accepted!
- Letter to the Editor – up to 800 words

MANUSCRIPT SUBMISSION

Manuscript Submission

Submission of a manuscript implies: that the work described has not been published before; that it is not under consideration for publication anywhere else; that its publication has been approved by all co-authors, if any, as well as by the responsible authorities – tacitly or explicitly – at the institute where the work has been carried out. The publisher will not be held legally responsible should there be any claims for compensation.

Permissions

Authors wishing to include figures, tables, or text passages that have already been published elsewhere are required to obtain permission from the copyright owner(s) for both the print and online format and to include evidence that such permission has been granted when submitting their papers. Any material received without such evidence will be assumed to originate from the authors.

Online Submission

Authors should submit their manuscripts online. Electronic submission substantially reduces the editorial processing and reviewing times and shortens overall publication times. Please follow the hyperlink "Submit online" on the right and upload all of your manuscript files following the instructions given on the screen.

TITLE PAGE

Title Page

The title page should include:

- The name(s) of the author(s)
- A concise and informative title
- The affiliation(s) and address(es) of the author(s)
- The e-mail address, telephone and fax numbers of the corresponding author

Abstract

Please provide an abstract of 150 to 250 words. The abstract should not contain any undefined abbreviations or unspecified references.

Keywords

Please provide 4 to 6 keywords which can be used for indexing purposes.

TEXT

Text Formatting

Manuscripts should be submitted in Word.

- ▷ Use a normal, plain font (e.g., 10-point Times Roman) for text.
- ▷ Use italics for emphasis.
- ▷ Use the automatic page numbering function to number the pages.
- ▷ Do not use field functions.
- ▷ Use tab stops or other commands for indents, not the space bar.
- ▷ Use the table function, not spreadsheets, to make tables.
- ▷ Use the equation editor or MathType for equations.
- ▷ Save your file in docx format (Word 2007 or higher) or doc format (older Word versions).

Manuscripts with mathematical content can also be submitted in LaTeX.

LaTeX macro package (zip, 182 kB)

Headings

Please use no more than three levels of displayed headings.

Abbreviations

Abbreviations should be defined at first mention and used consistently thereafter.

Footnotes

Footnotes can be used to give additional information, which may include the citation of a reference included in the reference list. They should not consist solely of a reference citation, and they should never include the bibliographic details of a reference. They should also not contain any figures or tables.

Footnotes to the text are numbered consecutively; those to tables should be indicated by superscript lower-case letters (or asterisks for significance values and other statistical data). Footnotes to the title or the authors of the article are not given reference symbols.

Always use footnotes instead of endnotes.

Acknowledgments

Acknowledgments of people, grants, funds, etc. should be placed in a separate section before the reference list. The names of funding organizations should be written in full.

SCIENTIFIC STYLE

Generic names of drugs and pesticides are preferred; if trade names are used, the generic name should be given at first mention.

Units and abbreviations

- Please adhere to internationally agreed standards such as those adopted by the commission of the International Union of Pure and Applied Physics (IUPAP) or defined by the International Organization of Standardization (ISO). Metric SI units should be used throughout except where non-SI units are more common [e.g. litre (l) for volume].
- Abbreviations (not standardized) should be defined at first mention in the abstract and again in the main body of the text and used consistently thereafter.

Drugs

- When drugs are mentioned, the international (generic) name should be used. The proprietary name, chemical composition, and manufacturer should be stated in full in

REFERENCES

Citation

Reference citations in the text should be identified by numbers in square brackets. Some examples:

1. Negotiation research spans many disciplines [3].
2. This result was later contradicted by Becker and Seligman [5].
3. This effect has been widely studied [1-3, 7].

Reference list

The list of references should only include works that are cited in the text and that have been published or accepted for publication. Personal communications and unpublished works should only be mentioned in the text. Do not use footnotes or endnotes as a substitute for a reference list.

The entries in the list should be numbered consecutively.

▷ Journal article

Gamelin FX, Baquet G, Berthoin S, Thevenet D, Nourry C, Nottin S, Bosquet L (2009) Effect of high intensity intermittent training on heart rate variability in prepubescent children. *Eur J Appl Physiol* 105:731-738. doi: 10.1007/s00421-008-0955-8

Ideally, the names of all authors should be provided, but the usage of "et al" in long author lists will also be accepted:

Smith J, Jones M Jr, Houghton L et al (1999) Future of health insurance. *N Engl J Med* 965:325-329

▷ Article by DOI

Slika MK, Whitton JL (2000) Clinical implications of dysregulated cytokine production. *J Mol Med*. doi:10.1007/s001090000086

▷ Book

South J, Blass B (2001) *The future of modern genomics*. Blackwell, London

▷ Book chapter

Brown B, Aaron M (2001) The politics of nature. In: Smith J (ed) *The rise of modern genomics*, 3rd edn. Wiley, New York, pp 230-257

▷ Online document

Cartwright J (2007) Big stars have weather too. IOP Publishing PhysicsWeb. <http://physicsweb.org/articles/news/11/6/16/1>. Accessed 26 June 2007

▷ Dissertation

Trent JW (1975) *Experimental acute renal failure*. Dissertation, University of California

Always use the standard abbreviation of a journal's name according to the ISSN List of Title Word Abbreviations, see

www.issn.org/2-22661-LTWA-online.php

For authors using EndNote, Springer provides an output style that supports the formatting of in-text citations and reference list.

EndNote style (zip, 2 kB)

Authors preparing their manuscript in LaTeX can use the bibtex file `spbasic.bst` which is included in Springer's LaTeX macro package.

TABLES

- ▷ All tables are to be numbered using Arabic numerals.

- ▷ Tables should always be cited in text in consecutive numerical order.
- ▷ For each table, please supply a table caption (title) explaining the components of the table.
- ▷ Identify any previously published material by giving the original source in the form of a reference at the end of the table caption.
- ▷ Footnotes to tables should be indicated by superscript lower-case letters (or asterisks for significance values and other statistical data) and included beneath the table body.

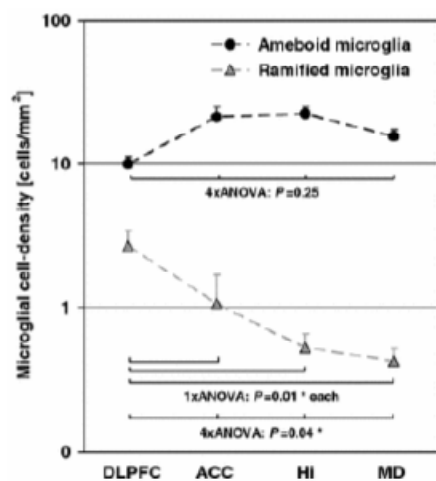
ARTWORK AND ILLUSTRATIONS GUIDELINES

For the best quality final product, it is highly recommended that you submit all of your artwork – photographs, line drawings, etc. – in an electronic format. Your art will then be produced to the highest standards with the greatest accuracy to detail. The published work will directly reflect the quality of the artwork provided.

Electronic Figure Submission

- ▷ Supply all figures electronically.
- ▷ Indicate what graphics program was used to create the artwork.
- ▷ For vector graphics, the preferred format is EPS; for halftones, please use TIFF format. MS Office files are also acceptable.
- ▷ Vector graphics containing fonts must have the fonts embedded in the files.
- ▷ Name your figure files with "Fig" and the figure number, e.g., Fig1.eps.

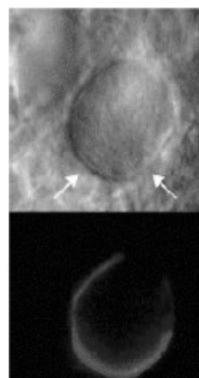
Line Art



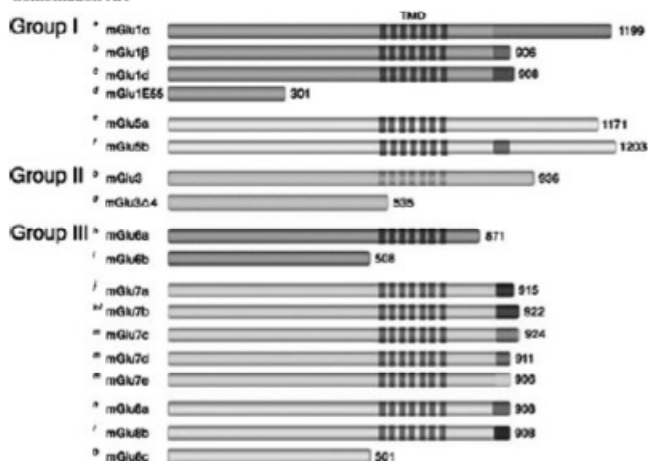
- ▷ Definition: Black and white graphic with no shading.
- ▷ Do not use faint lines and/or lettering and check that all lines and lettering within the figures are legible at final size.
- ▷ All lines should be at least 0.1 mm (0.3 pt) wide.
- ▷ Scanned line drawings and line drawings in bitmap format should have a minimum resolution of 1200 dpi.
- ▷ Vector graphics containing fonts must have the fonts embedded in the files.

Halftone Art

- Definition: Photographs, drawings, or paintings with fine shading, etc.
- If any magnification is used in the photographs, indicate this by using scale bars within the figures themselves.
- Halftones should have a minimum resolution of 300 dpi.



Combination Art



- Definition: a combination of halftone and line art, e.g., halftones containing line drawing, extensive lettering, color diagrams, etc.
- Combination artwork should have a minimum resolution of 600 dpi.

Color Art

- Color art is free of charge for online publication.
- If black and white will be shown in the print version, make sure that the main information will still be visible. Many colors are not distinguishable from one another when converted to black and white. A simple way to check this is to make a xerographic copy to see if the necessary distinctions between the different colors are still apparent.
- If the figures will be printed in black and white, do not refer to color in the captions.
- Color illustrations should be submitted as RGB (8 bits per channel).

Figure Lettering

- ▷ To add lettering, it is best to use Helvetica or Arial (sans serif fonts).
- ▷ Keep lettering consistently sized throughout your final-sized artwork, usually about 2–3 mm (8–12 pt).
- ▷ Variance of type size within an illustration should be minimal, e.g., do not use 8-pt type on an axis and 20-pt type for the axis label.
- ▷ Avoid effects such as shading, outline letters, etc.
- ▷ Do not include titles or captions within your illustrations.

Figure Numbering

- All figures are to be numbered using Arabic numerals.
- Figures should always be cited in text in consecutive numerical order.
- Figure parts should be denoted by lowercase letters (a, b, c, etc.).
- If an appendix appears in your article and it contains one or more figures, continue the consecutive numbering of the main text. Do not number the appendix figures, "A1, A2, A3, etc." Figures in online appendices (Electronic Supplementary Material) should, however, be numbered separately.

Figure Captions

- ▷ Each figure should have a concise caption describing accurately what the figure depicts. Include the captions in the text file of the manuscript, not in the figure file.
- ▷ Figure captions begin with the term **Fig.** in bold type, followed by the figure number, also in bold type.
- ▷ No punctuation is to be included after the number, nor is any punctuation to be placed at the end of the caption.
- ▷ Identify all elements found in the figure in the figure caption; and use boxes, circles, etc., as coordinate points in graphs.
- ▷ Identify previously published material by giving the original source in the form of a reference citation at the end of the figure caption.

Figure Placement and Size

- When preparing your figures, size figures to fit in the column width.
- For most journals the figures should be 39 mm, 84 mm, 129 mm, or 174 mm wide and not higher than 234 mm.
- For books and book-sized journals, the figures should be 80 mm or 122 mm wide and not higher than 198 mm.

Permissions

If you include figures that have already been published elsewhere, you must obtain permission from the copyright owner(s) for both the print and online format. Please be aware that some publishers do not grant electronic rights for free and that Springer will not be able to refund any costs that may have occurred to receive these permissions. In such cases, material from other sources should be used.

Accessibility

In order to give people of all abilities and disabilities access to the content of your figures, please make sure that

- All figures have descriptive captions (blind users could then use a text-to-speech software or a text-to-Braille hardware)
- Patterns are used instead of or in addition to colors for conveying information (color-blind users would then be able to distinguish the visual elements)
- Any figure lettering has a contrast ratio of at least 4.5:1

ELECTRONIC SUPPLEMENTARY MATERIAL

Springer accepts electronic multimedia files (animations, movies, audio, etc.) and other supplementary files to be published online along with an article or a book chapter. This feature can add dimension to the author's article, as certain information cannot be printed or is more convenient in electronic form.

Submission

- Supply all supplementary material in standard file formats.
- Please include in each file the following information: article title, journal name, author names; affiliation and e-mail address of the corresponding author.
- To accommodate user downloads, please keep in mind that larger-sized files may require very long download times and that some users may experience other problems during downloading.

Audio, Video, and Animations

- Always use MPEG-1 (.mpg) format.

Text and Presentations

- Submit your material in PDF format; .doc or .ppt files are not suitable for long-term viability.
- A collection of figures may also be combined in a PDF file.

Spreadsheets

- Spreadsheets should be converted to PDF if no interaction with the data is intended.
- If the readers should be encouraged to make their own calculations, spreadsheets should be submitted as .xls files (MS Excel).

Specialized Formats

- Specialized format such as .pdb (chemical), .vrl (VRML), .nb (Mathematica notebook), and .tex can also be supplied.

Collecting Multiple Files

- It is possible to collect multiple files in a .zip or .gz file.

Numbering

- If supplying any supplementary material, the text must make specific mention of the material as a citation, similar to that of figures and tables.
- Refer to the supplementary files as "Online Resource", e.g., "... as shown in the animation (Online Resource 3)", "... additional data are given in Online Resource 4".
- Name the files consecutively, e.g. "ESM_3.mpg", "ESM_4.pdf".

Captions

- For each supplementary material, please supply a concise caption describing the content of the file.

Processing of supplementary files

- Electronic supplementary material will be published as received from the author without any conversion, editing, or reformatting.

Accessibility

In order to give people of all abilities and disabilities access to the content of your supplementary files, please make sure that

- The manuscript contains a descriptive caption for each supplementary material
- Video files do not contain anything that flashes more than three times per second (so that users prone to seizures caused by such effects are not put at risk)

DOES SPRINGER PROVIDE ENGLISH LANGUAGE SUPPORT?

Manuscripts that are accepted for publication will be checked by our copyeditors for spelling and formal style. This may not be sufficient if English is not your native language and substantial editing would be required. In that case, you may want to have your manuscript edited by a native speaker prior to submission. A clear and concise language will help editors and reviewers concentrate on the scientific content of your paper and thus smooth the peer review process.

The following editing service provides language editing for scientific articles in all areas Springer publishes in.

Use of an editing service is neither a requirement nor a guarantee of acceptance for publication.

Please contact the editing service directly to make arrangements for editing and payment.

For Authors from China

文章在投稿前进行专业的语言润色将对作者的投稿进程有所帮助。作者可自愿选择使用Springer推荐的编辑服务，使用与否并不作为判断文章是否被采用的依据。提高文章的语言质量将有助于审稿人理解文章的内容，通过对学术内容的判断来决定文章的取舍，而不会因为语言问题导致直接退稿。作者需自行联系Springer推荐的编辑服务公司，协商编辑事宜。

理文编辑

For Authors from Japan

ジャーナルに論文を投稿する前に、ネイティブ・スピーカーによる英文校閲を希望されている方には、Edanz社をご紹介します。サービス内容、料金および申込方法など、日本語による詳しい説明はエダンズグループジャパン株式会社の下記サイトをご覧ください。

エダンズグループ ジャパン

For Authors from Korea

영어 논문 투고에 앞서 원어인에게 영문 교정을 받고자 하시는 분들께 Edanz 회사를 소개해 드립니다. 서비스 내용, 가격 및

신청 방법 등에 대한 자세한 사항은 저희 Edanz Editing Global 웹사이트를 참조해 주시면 감사하겠습니다.

Edanz Editing Global

AFTER ACCEPTANCE

Upon acceptance of your article you will receive a link to the special Author Query Application at Springer's web page where you can sign the Copyright Transfer Statement online and indicate whether you wish to order OpenChoice and offprints.

Once the Author Query Application has been completed, your article will be processed and you will receive the proofs.

Open Choice

In addition to the normal publication process (whereby an article is submitted to the journal and access to that article is granted to customers who have purchased a subscription), Springer now provides an alternative publishing option: Springer Open Choice. A Springer Open Choice article receives all the benefits of a regular subscription-based article, but in addition is made available publicly through Springer's online platform SpringerLink.

Springer Open Choice

Copyright transfer

Authors will be asked to transfer copyright of the article to the Publisher (or grant the Publisher exclusive publication and dissemination rights). This will ensure the widest possible protection and dissemination of information under copyright laws.

Open Choice articles do not require transfer of copyright as the copyright remains with the author. In opting for open access, the author(s) agree to publish the article under the Creative

Commons Attribution License.

Offprints

Offprints can be ordered by the corresponding author.

Color illustrations

Publication of color illustrations is free of charge.

Proof reading

The purpose of the proof is to check for typesetting or conversion errors and the completeness and accuracy of the text, tables and figures. Substantial changes in content, e.g., new results, corrected values, title and authorship, are not allowed without the approval of the Editor.

After online publication, further changes can only be made in the form of an Erratum, which will be hyperlinked to the article.

Online First

The article will be published online after receipt of the corrected proofs. This is the official first publication citable with the DOI. After release of the printed version, the paper can also be cited by issue and page numbers.