

Temperatura interna e superficial de

Cimentos de Ionômeros de Vidro e transmissão à
câmara pulpar.

Aplicação de *Ondas de Ultrassom*

Margareth da Mata

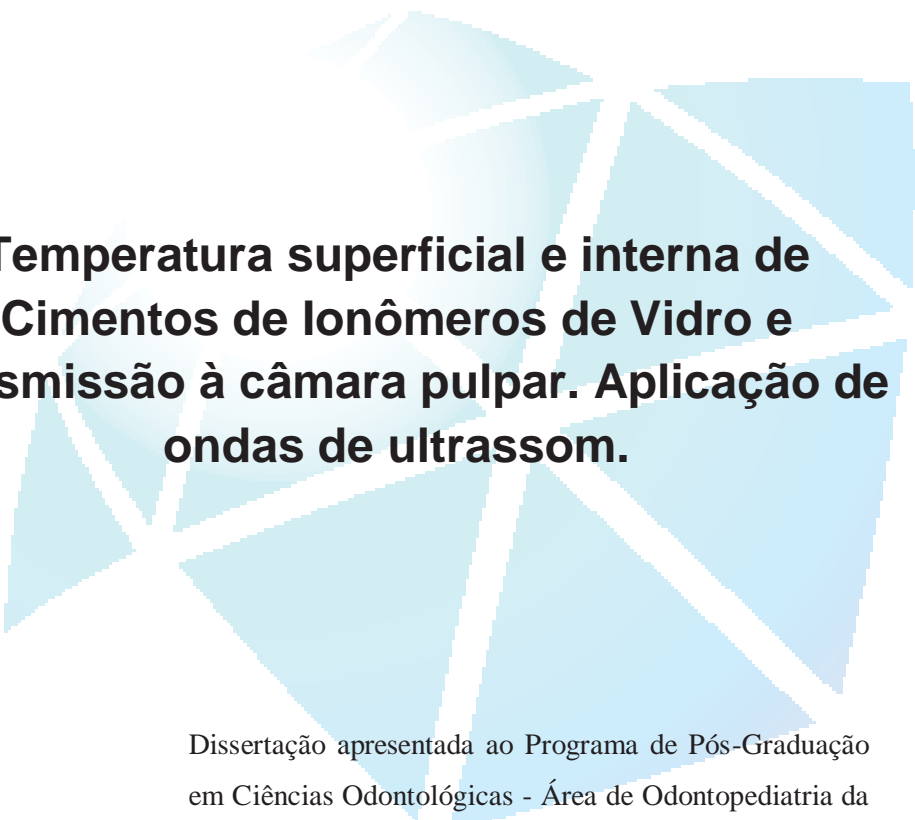


Araraquara 2012

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP

Faculdade de Odontologia de Araraquara

MARGARETH DA MATA



**Temperatura superficial e interna de
Cimentos de Ionômeros de Vidro e
transmissão à câmara pulpar. Aplicação de
ondas de ultrassom.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Angela Cristina Cilense Zuanon

Araraquara

2012

Mata, Margareth da

Temperatura superficial e interna de cimentos de ionômeros de vidro e transmissão de calor à câmara pulpar. Aplicação de ondas de ultrassom / Margareth da Mata. -- Araraquara: [s.n.], 2012.

96 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Angela Cristina Cilense Zuanon

1. Cimentos de ionômeros de vidro 2. Temperatura alta 3. Dente 4. Termografia 5. Ultrassom I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646.

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

MARGARETH DA MATA

**Temperatura superficial e interna de
Cimentos de Ionômeros de Vidro e
transmissão à câmara pulpar. Aplicação de
ondas de ultrassom.**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof^ª. Dr^ª. Angela Cristina Cilense Zuanon

2º Examinador: Prof^ª. Dr^ª. Renata Cristiane da Silva

3º Examinador: Prof^ª. Dr^ª. Ticiane Sidorenko de Oliveira Capote

Araraquara, 25 de Janeiro de 2012.

MARGARETH DA MATA

DADOS CURRICULARES

Nascimento	<i>27 de Junho de 1983</i>
Naturalidade	<i>São Paulo – SP</i>
Filiação	<i>João Miguel da Mata Maria José Turin da Mata</i>
2005 - 2008	<i>Curso de graduação em Odontologia – Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr Universidade Estadual Paulista – UNESP</i>
2009 - 2011	<i>Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Odontopediatria – Nível Mestrado – Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr Universidade Estadual Paulista – UNESP</i>
Associações	<i>Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas - APCD & Associação Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO</i>

“Eu vos amo Senhor, minha força!

O Senhor é o meu rochedo, minha fortaleza e meu libertador. Meu Deus é minha rocha, onde encontro o meu refúgio, meu escudo, força de minha salvação e minha cidadela.

Invoco o Senhor, digno de todo louvor, e fico livre dos meus inimigos. Na minha angústia, invoquei o Senhor, gritei para meu Deus, do seu templo ele ouviu a minha voz, e o meu clamor em sua presença chegou aos seus ouvidos.

Ele inclinou os céus e desceu, calcando aos pés escuras nuvens. Cavalgou sobre um querubim e voou, planando nas asas do vento. Do alto estendeu a sua mão e me pegou, e retirou-me das águas profundas, livrou-me de inimigo poderoso, dos meus adversários mais fortes do que eu. Investiram contra mim no dia do meu infortúnio, mas o Senhor foi o meu arrimo; pôs-me a salvo e livrou-me, porque me ama.

O Senhor me tratou segundo a minha inocência, retribuiu-me segundo a pureza de minhas mãos, porque guardei os caminhos do Senhor e não pequei separando-me do meu Deus. Tenho diante dos olhos todos os seus preceitos e não desvio de suas leis. Ando irrepreensivelmente diante dele, guardando-me do meu pecado.

O Senhor retribui-me segundo a minha justiça, segundo a pureza de
minhas mãos diante dos seus olhos.

Senhor, sois vós que fazeis brilhar o meu farol, sois vós que dissipais as
minhas trevas. Convosco afrontarei batalhões, com meu Deus
escalarei muralhas. Os caminhos de Deus são perfeitos, a palavra do
Senhor é pura. Ele é o escudo de todos os que nele se refugiaram. Pois
quem é Deus senão o Senhor? Quem é o rochedo, senão o nosso Deus?
É Deus quem me cinge de coragem e aplanar o meu caminho. Torna
os meus pés velozes como os das gazelas e me instala nas alturas.
Adestra minhas mãos para o combate e meus braços para o tiro de
arco. Vós me dais o escudo que me salva. Vossa destra me sustêm, e
vossa bondade me engrandece. Alargais o caminho a meus passos,
para meus pés não resvalarem.

Viva o Senhor e bendito seja o meu rochedo! Exaltado seja Deus, que
me salva! Deus, que me proporciona a vingança e avassala nações a
meus pés. Sois vós que me libertais dos meus inimigos, me exaltais
acima dos meus adversários e me salvais do homem violento. Por isso
vos louvarei, ó Senhor, entre as nações e celebrarei o vosso nome. Ele
prepara grandes vitórias a seu rei e faz misericórdia a seu ungido, a
Davi e a sua descendência para sempre.”

(Salmo 17)

Esta dissertação de mestrado é do Senhor.

Fazer Pensar

Não cabe ao autor, mas ao outro fornecer os seus sentimentos.

A finalidade de uma obra – honesta – é simples e clara:

Fazer pensar.

Fazer pensar, a contragosto, o leitor.

Provocar atos internos.

(Dos cadernos de Paul Valéry)



Dedicatória

Dedico este trabalho...

Aos meus amados e queridos pais **João Miguel** e **Maria José**. Dedico à realização de mais um sonho, minha Dissertação de Mestrado. Graças ao apoio, abdições e todo amor dispensado a mim este trabalho pôde ser realizado. Vocês são minhas raízes profundas, são meus presentes de Deus e a concretização de mais uma de suas promessas “Toda árvore boa dá bons frutos e pelos seus frutos os conhecereis” (Mt 7, 12 e 20). Papai e mamãe amo muito vocês e para sempre serão meus espelhos.

“Quando a gente ama alguém de verdade
Esse amor não se esquece
O tempo passa, tudo passa, mas no peito
O amor permanece
E qualquer minuto longe é demais
A saudade atormenta
Mas qualquer minuto perto é bom demais
o amor só aumenta...”
(Amor Sem Limite. *Roberto Carlos*)

À **Celeste**, **Vera** e **João Ricardo**. Por serem meus exemplos de dedicação estudantil e acadêmica. A **Celeste** por iniciar o caminho e ser nosso guia, a **Vera** por me mostrar o que é dedicação e perseverança ao **João Ricardo** por ser a pessoa mais inteligente que conheço e que tem se tornado um pai excelente. O amor que tenho por vocês é incondicional e insubstituível, obrigada por me proporcionarem “Anos incríveis”.

“What would you do if I sang out of tune
Would you stand up and walk out on me
Lend me your ears and I'll sing you a song
I will try not to sing out of key
Ohh baby I get by,
By with a little help from my friends...”
(With a little help from my friends. The Beatles)

Aos meus lindos sobrinhos **Maria Luiza, Arthur, Maria Eduarda e Heitor**. "Jesus, porém, chamou-as e disse: Deixai vir a mim as criancinhas e não as impeçais, porque o Reino de Deus é daqueles que se parecem com elas" (Lc 18,16). Obrigada por me lembrarem dos sonhos e alegrias que a infância traduz e iluminar meus dias com um simples sorriso. A titia ama muito vocês.

“Uma história de amor
De aventura e de magia
Só tem haver
Quem já foi criança um dia...”
(Era uma vez. Toquinho)

Ao meu grande amor **Matias**. Meu companheiro e porto seguro simplesmente em todos os momentos nestes anos de mestrado e namoro. Muitas vezes abriu mão de seus desejos e vontades para que os meus sonhos fossem realizados. Luz da minha vida mostrou-me o amor e a providência de Deus sempre presente em nossos caminhos, mesmo quando eu custava a enxergar “Eis que estou convosco todos os dias até o fim dos tempos” (Mt 28, 20). Obrigada por me deixar amar você (bem mais) e por me amar, eu te escolhi, você me escolheu e Deus nos uniu.

“Quando eu não soube compreender a vida
Tu vieste compreender por mim
Quando os meus olhos não podiam ver
Tua mão segura me ajudou a andar
Quando eu não tinha mais amor no peito
Teu amor me ajudou a amar
Quando os meus sonhos vi desmoronar
Me trouxeste outros pra recomeçar
Quando me esqueci que era alguém na vida
Teu amor veio me lembrar
Que Deus me ama
Que não estou só que Deus cuida de mim... ”
(Humano amor de Deus. Padre Fábio de Melo)

A minha grande amiga **Lívia**. Além de companheira de casa é minha confidente fiel, alegrou meus dias tristes, me fez enxergar novos horizontes quando tudo parecia escuro. Minha irmã de coração e enviada por Deus para multiplicar as alegrias e dividir nossas tristezas. Amo você sempre e para sempre.

“Um amigo fiel é uma poderosa proteção:

Quem o achou, descobriu um tesouro.

Nada é comparável a um amigo fiel, o ouro e a prata não merecem ser postos em paralelo com a sinceridade de sua fé.

Um amigo fiel é um remédio de vida e imortalidade;

Quem ama ao Senhor, achará esse amigo.

Quem ama ao Senhor terá também uma excelente amizade,

Pois seu amigo lhe será semelhante. ”

(Eclo 6, 14-17)

A minha orientadora **Cris**. Tutora no PET, professora da disciplina que mais amo e orientadora de mestrado. Ajudou-me quando mais precisei, encorajou-me quando faltou coragem, acreditou em mim quando nem eu mesma acreditava. Foi uma seta em minha vida, conduziu-me a uma estrada, onde tive que chorar, suar e estudar muito até chegar aqui. Não foi fácil, mas tudo foi necessário. Uma excelente pessoa, distinta orientadora. Obrigada **Cris** por confiar em mim e contribuir com minha formação profissional. Devo a você muito do que sou e nunca esquecerei isto. Para mim o seu valor é inestimável. Agradeço e dedico também ao **Zé Zuanon**, por me receber com o mesmo carinho e dedicação, muitas vezes a **Cris** e o **Zé** foram minha família em Araraquara.

“Mas aconteceu que o príncipezinho,

Tendo andado muito tempo pelas areias,

Pelas rochas e pela neve, descobriu, enfim,

Uma estrada... ”

(O pequeno príncipe. Antoine de Saint-Exupéry)



Agradecimentos Especiais

BONS AMIGOS

Abençoados os que possuem amigos, os que os têm sem pedir.

Porque amigo não se pede, não se compra, nem se vende.

Amigo a gente sente!

Bendi tos os que sofrem por amigos, os que falam com o olhar.

Porque amigo não se cala, não questiona, nem se rende.

Amigo a gente entende!

Bendi tos os que guardam amigos, os que entregam o ombro pra

chorar.

Porque amigo sofre e chora.

Amigo não tem hora pra consolar!

Bendi tos sejam os amigos que acreditam na tua verdade ou te

apontam a realidade.

Porque amigo é a direção.

Amigo é a base quando falta o chão!

Bendi tos sejam todos os amigos de raízes, verdadeiros.

Porque amigos são herdeiros da real sagacidade.

Ter amigos é a melhor cumplicidade!

Há pessoas que choram por saber que as rosas têm espinho,

Há outras que sorriem por saber que os espinhos têm rosas!

(Machado de Assis)

Aos meus avôs (*in memória*) **Miguel, Francisca, Úrger e Dorina**. Por me proporcionarem pais maravilhosos, alegrarem meus dias com viagens inesquecíveis para Sales e Palmares e pela estrutura familiar tão rara hoje em dia. Minha eterna gratidão.

Aos meus cunhados **César, Daniela e Edson**. Por amarem e respeitarem meus irmãos maravilhosos, que merecem todo amor do mundo e por me darem sobrinhos lindos. Vocês são minha família.

Aos meus queridos sogros **Antônio (Nino) e Tânia**. Por me receberem em sua casa como uma filha e por serem a família que possuo em Araraquara. Agradeço a receptividade, o apoio e o filho. Obrigada por todo carinho.

À **Juliana e Richard** pela troca constante de experiências e por dividirem suas tristezas e alegrias comigo. Obrigada pela confiança, cresço cada dia mais convivendo com vocês.

As minhas tão amadas amigas **Bruna, Lamis, Natália (Donha) Roberta e Tais**. São tantas histórias, tantos medos, tantas vitórias e tanto amor. Obrigada meninas pela amizade verdadeira, sempre doada nunca à espera de retribuição. Amo vocês imensamente e só tenho a agradecer, devo parte da minha história a vocês. Simplesmente para sempre.

“Mas você, eu não posso e nem quero explicar,
Eu agradeço.” (Clarice Lispector)

A turma do “Gustavo” **Amanda, Beatriz, Carolina Chaves, Camila Fávero, Laine, Gisele, Juliana, Letícia, Marília** e as breves passagens da professora **Elisa** para chegar ao estacionamento. Pelas maravilhosas conversas pós qualquer situação de estresse. Vocês sempre fizeram o mestrado valer à pena.

À **Profª Drª Cármen Regina Coldebella**. Pelas longas conversas sobre todos os assuntos, pela amizade e por realizar comigo o delineamento da pesquisa. Minha eterna gratidão.

Ao **Profº Drº Emery Cleiton Cabral Correia Lins** e sua aluna de graduação **Cristina Letícia Grandisoli**, pela troca de experiência entre as áreas de exatas e biológicas e por me ajudarem na realização metodológica deste trabalho. Obrigada pelo empenho.

À minha turma de Pós-Graduação, mais conhecida como “Uvinhas” **Amanda Fontana, Ana Paula Silveira Turrioni, Beatriz Ferraz, Camila Maria Bullio Fragelli, Luciana Bianchi, Natália Fonseca e Thalita Boldieri**, pelo alegre convívio.

À turma de Pós-Graduação em Odontopediatria **Amanda Fontana, Ana Luiza Botta Oliveira, Ana Paula Silveira Turrioni, Beatriz Ferraz, Camila Maria Bullio Fragelli, Débora Lopes Salles Scheffel, Elcilaine Rizzato Azevedo, Fabiano Jeremias, Hérica Adad Ricci, Juliana Feltrin de Souza, Luana Mafra Marti, Letícia Vargas, Márcia Hirome Tanaka, Marco Aurélio Paschoal, Marília Ferreira Correia, Luciana Bianchi, e Thalita Boldieri**. Pela constante troca de experiências

À **Profª Drª Elisa Maria Aparecida Giro**. Obrigada por me ensinar muito sobre o que mais amo fazer, a odontopediatria. Agradeço a dedicação e amizade. Nunca esqueça que a “**Tia Elisa**” é um exemplo para mim.

Ao **Grupo de Jovens da Igreja Santa Cruz**, em especial ao **Padre Eugênio Antônio Bisinoto**. Agradeço o crescimento espiritual, a troca de experiências e a convivência.

“A amizade cuja fonte é Deus jamais se esgota”
(Santa Catarina de Sena)



Agradecimientos

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista, representados pelo digníssimo Diretor. **Prof^o. Dr^o. José Cláudio Martins Segalla** e pela Vice-Diretora **Profa. Dr^a. Andréia Affonso Barretto Montandon**.

À Coordenação da Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr – UNESP, representadas pelos **Prof^a.Dr^a. Josimeri Hebling** e **Prof^o. Dr^o. Edson Alves de Campos**.

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP representada pelo Chefe de Departamento **Prof^a.Dr^a. Lídia Parsekian Martins** e Vice-chefe **Prof^o. Dr^o. Fabio César Braga de Abreu e Lima**.

Ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo, campus São Carlos, (IFSC), representado pelo **Prof^o. Dr^o. Vanderlei Salvador Bagnato** pela receptividade e o apoio para a realização desta pesquisa.

Aos professores da Disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr – UNESP, **Angela Cristina Cilense Zuanon, Cyneu Aguiar Pansani, Elisa Maria Aparecida Giro, Fabio César Braga de Abreu e Lima, Josimeri Hebling, Lourdes Aparecida Martins dos Santos-Pinto** e **Rita de Cássia Loiola Cordeiro**, pela convivência e ensinamentos.

Aos professores da Disciplina de Odontologia Preventiva da Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr – UNESP, **Prof^a.Dr^a Edivane Aparecida Vicente Dotta** e **Prof^a.Dr^a Fernanda Lopes Rossell**, por todo apoio, credibilidade e pelos ensinamentos compartilhados durante os anos de graduação e mestrado.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr – UNESP, **Totó, Pedrinho, Regina, Diego, Dulce, Soninha, Thania, Cris, Márcia e Odete**. Em especial a **Dulce**, pelas risadas e pelo apoio.

Aos funcionários da Secretaria de Pós – Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr – UNESP, **Mara, Rosângela, Flávia e Alexandre**, pela atenção e dedicação no atendimento aos alunos.

Aos funcionários da Biblioteca **Maria Helena, Marley, Ceres, Odete, Silvia, Adriano, Eliane e Inês**, pela disposição de sempre.

A **CAPES** pela concessão de bolsa de estudo para realização deste trabalho.

A todos aqueles que contribuíram de forma direta e indireta para a realização deste trabalho.



Sumário

SUMÁRIO

RESUMO.....	23
ABSTRACT	26
INTRODUÇÃO.....	29
PROPOSIÇÃO.....	34
CAPÍTULO 1	36
CAPÍTULO 2	58
CONSIDERAÇÕES	84
REFERÊNCIAS	88
ANEXO.....	97



Resumo

Mata M. Temperatura superficial e interna de cimentos de ionômeros de vidro e transmissão de calor à câmara pulpar. Aplicação de ondas de ultrassom. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2012.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar in vitro o efeito da aplicação do ultrassom (US) na produção de calor na superfície e no interior do cimento de ionômero de vidro (CIV) Ketac Molar Easymix, assim como a temperatura transmitida à câmara pulpar através de restaurações de Ketac Molar Easymix (K) e Vitremer (V) após aplicação de US. Para avaliação da temperatura interna e superficial foi confeccionada uma matriz a partir de um incisivo bovino. A temperatura superficial foi aferida no grupo controle (TSC) e no grupo experimental (TSU) por meio de uma câmera termográfica infravermelha, calibrada e fixada há 15 cm do espécime, a qual captou as variações de temperatura por 80s. Para aferir a temperatura no interior do material, uma cânula de nylon foi inserida via abertura do conduto radicular do dente bovino até atingir o interior do CIV inserido na matriz, na qual foi adaptado um termômetro de vareta digital portátil. Após US por 45s, nos grupos controle (TIC) e experimental (TIU), a temperatura interna foi aferida em 0, 45, e 120s, totalizando 2 min após a inserção do material na cavidade. A temperatura transmitida à câmara pulpar durante a aplicação de US por 45s foi avaliada em 48 pré-molares humanos, os quais tiveram seus ápices seccionados para remoção da polpa, substituída por uma pasta condutora de calor. Foram divididos nos grupos: controle (KC), experimental (KU), controle (VC) e

experimental (VU). Após a realização das restaurações na face vestibular dos dentes, estas receberam a aplicação de US por 45s e fotopolimerização por 40s para o grupo VU. Através da abertura dos condutos radiculares dos dentes, um termistor foi inserido até entrar em contato com a parede interna da superfície vestibular, possibilitando a captação das variações de temperatura. Após a constatação de normalidade dos grupos TSC, TSU, TIC e TIU, por meio do software SPSS 17.0, foi utilizado ANOVA seguido pelo teste de Tukey. Verificou-se aumento significativo de 2,7°C na temperatura interna do grupo TIU. Quanto à temperatura superficial não foi observada diferença entre os grupos TSC e TSU. Para avaliação dos grupos KC, KU, VC e VU foi utilizada regressão linear para descrever a relação da temperatura em função do tempo de submissão ao US e fotopolimerização. Os grupos KU e VU apresentaram aumentos médios de temperatura de 3,6°C e 2,8°C, respectivamente. Observou-se também para estes grupos aumento de temperatura de 0,07°C/s e 0,06°C/s respectivamente após 10s de início do US. A aplicação de fotopolimerização em VU não proporcionou aumento de temperatura, porém manteve o calor alcançado pela aplicação do US. Para os grupos controle de ambos os materiais foi observado que não houve diferença estatisticamente significativa no aumento de temperatura. Não houve diferença estatística entre as espessuras de esmalte e dentina dos pré-molares.

Palavras Chaves: Cimentos de ionômeros de vidro, temperatura alta, dente, termografia, ultrassom.



Abstract

Mata M. Surface temperature and internal glass ionomer cements and heat transmission to the pulp chamber. Application of ultrasound waves. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2012.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate in vitro the effect of ultrasound (US) application in the production of heat at the surface and inside the glass ionomer cement (GIC) Ketac Molar Easymix, as well the temperature transmitted to the pulp chamber through restorations of Ketac Molar Easymix (K) and Vitremer (V) after ultrasound application. For evaluation of the internal and surface temperature was made a matrix of one bovine incisor. The surface temperature was measured in the control group (STC) and the experimental group (STU) through an infrared thermographic camera, calibrated and fixed for 15 cm of the specimen, which raised the temperature variations for 80s. In order to measure the temperature inside the material, a nylon cannula was inserted through opening of the root canal bovine tooth until the interior of the GIC inserted into the array, which was adapted an portable digital thermometer. After US for 45s, in the control group (ITC) and experimental group (ITU), the internal temperature was measured at 0, 45, and 120s, totaling 2 minutes after material insertion in the cavity. The temperature transmitted to the pulp chamber during the application of ultrasound for 45s was evaluated in 48 human premolars, which had their apices disconnected to remove the pulp, replaced by a heat-conductive paste. They were divided into groups: control (KC), experimental (KU), control (VC) and

experimental (VU). After performing of the restorations on the vestibular surface of the teeth, they received the ultrasound application for 45s and photopolymerization for 40s for the group VU. Through the opening of the root canal tooth, a thermistor was inserted until contact with the inner wall of the vestibular surface, allowing the collection of temperature variations. After verification of normality in the STC, STU, ITC, ITU groups, by means of SPSS 17.0 software was used ANOVA followed by Tukey test. There was significant increase of 2.7 ° C in the temperature inside the TIU group. As the surface temperature there was no difference between the TSU and TSC groups. To evaluate the KC, KU, VC and VU groups linear regression was used to describe the relationship of temperature in function of submission time to the US and photopolymerization. KU and VU groups had average increases in 3.6 ° C and 2.8° C temperature, respectively. It was also observed for these groups increase in 0.07 ° C / s and 0.06 ° C / s temperature respectively after the beginning of the 10s US. The application of photopolymerization in VU did not improve temperature, but kept the heat achieved by US applying. For the control groups of both materials was observed there was no statistically significant in temperature increase. There was no statistical difference between the thickness of premolars enamel and dentin.

Key words: Glass ionomer cement, high temperature, tooth, thermography, ultrasound.



Introdução Geral

INTRODUÇÃO GERAL

O cimento de ionômero de vidro (CIV) foi introduzido na odontologia em 1971⁴⁴, a partir da associação dos cimentos de silicato e de policarboxilato de zinco⁴⁶. Assim como os outros materiais odontológicos, o CIV sofre constante aprimoramento em suas propriedades, e ocupa importante lugar na odontologia, como no selamento de cicatrículas e fissuras, restaurações conservadoras e mistas, material de proteção, restaurações em dentes decíduos, agente cimentante em endodontia, ortodontia e prótese, entre outras indicações^{27,40}. Possui importantes propriedades como a liberação de flúor e biocompatibilidade^{11,27,32}, coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária^{18,27} e adesão ao esmalte e dentina^{20,27,40,43,44,47}.

O CIV é caracterizado por uma reação do tipo ácido-base, e forma um sal de hidrogel que atua como matriz de ligação. A reação inicia após a incorporação do pó ao líquido e promove liberação lenta e contínua de cálcio e alumínio dentro da matriz. Durante este processo, ocorre melhora constante das propriedades mecânicas do cimento, como sua resistência à compressão^{34,43,47} e a tração diametral^{4,30,47}.

Para favorecer ainda mais as características físico-químicas do material, foram desenvolvidos CIV com reação de presa acelerada, e estética mais favorável. Para isto, mudanças em sua composição físico-química foram necessárias como a incorporação de monômeros resinosos^{27,40} ou a alteração na proporção pó/líquido^{40,45}.

O CIV apresenta, também algumas limitações em suas propriedades, como alta sensibilidade à sinérese e embebição^{11,30,44} e longo tempo de presa^{3,39}. Como resultado da manipulação apresenta bolhas de ar aprisionadas em seu interior, tornando-o um material relativamente poroso^{9,10,18,27,28,30,33,40,43}.

Estudos demonstram que a utilização do ultrassom (US) diminui a quantidade de bolhas de ar⁹ e melhora algumas de suas propriedades físicas e mecânicas⁸ como a dureza superficial²⁴, resistência à compressão^{24,39}, resistência a degradação hidrolítica⁴ e acelera a reação de presa do material^{4,8,9,36-39}. O US promove também maior contato entre as partículas de vidro⁹, oferece maior área superficial para reação de presa³⁶ e permite melhor compactação do material^{9,24,36}. Entretanto, os efeitos térmicos do US sobre a estrutura dentária ainda não são completamente conhecidos^{5,48}.

O aparelho de US possui um transdutor que converte oscilações elétricas em vibrações mecânicas resultando em ondas. Quando estas passam por um tecido, sua energia é dissipada em forma de calor, provocando elevação da temperatura no local. As partículas do meio recebem a energia, e a conduzem para a partícula adjacente, causando vibrações e alterações térmicas^{5,19,25,26}.

Este efeito depende do tempo de aplicação do US, da sensibilidade do tecido à alteração térmica, da espessura da dentina e do aparelho utilizado^{1,15,16,19,21,25,29}.

Durante a aplicação de ondas do US, o calor também é gerado a partir de fricção e absorção acústica. Como o esmalte e a dentina são pobres

condutores térmicos, podem evitar muitas vezes, um grande aumento na temperatura pulpar^{7,42}.

A elevação da temperatura pode causar danos irreversíveis à polpa^{2,14,17,31,47} aos tecidos periodontais^{2,5,22,23,25,26} e pode promover desnaturação protéica dos tecidos duros^{6,25,41}. Em experimento *in vivo*, Zach and Cohen⁴⁹ (1965) observaram danos irreversíveis à polpa de dentes de macacos Rhesus após aumento de temperatura de 5,5 °C. Eriksson et al.¹³ (1982) e Eriksson, Abrektsson¹² (1983) afirmam que aumento de temperatura de 10° C por 1 minuto é suficiente para causar danos irreversíveis aos tecidos periodontais. Ramsköld et al.³⁵ (1997), relatam que esta mesma elevação de temperatura por 1 minuto, ainda é considerada segura aos tecidos periodontais, devido ao seu alto grau de vascularização.

O estudo da aplicação do US sobre CIV torna-se importante uma vez que promove melhoras em suas características físico-químicas^{4,8,9,24} e conseqüentemente favorece a longevidade das restaurações. Porém as variações da temperatura no material e os possíveis danos que pode causar ao tecido pulpar ainda não foram completamente compreendidos.

Não há relatos na literatura sobre a alteração de calor superficial e interna de CIV convencionais gerado pela aplicação do US, assim como, não há pesquisas quanto a utilização do US sobre CIV convencionais e modificados por resina e a transmissão do calor gerado pelo US há câmara pulpar. Sabe-se que a elevação da temperatura é o estresse mais severo que pode ser produzido na polpa³².

Avaliar a alteração de calor no CIV e na câmara pulpar gerada pelo US é importante para conhecer os efeitos e limitações da utilização dessa tecnologia.



Proposição

PROPOSIÇÃO

Proposição Geral

O objetivo do presente estudo é avaliar in vitro a produção de calor superficial e interna de CIV e a temperatura transmitida à câmara pulpar quando o material é submetido à excitação ultrassônica.

Proposições Específicas

Capítulo 1: Avaliação da temperatura na superfície e no interior de um cimento de ionômero de vidro submetido à excitação ultrassônica.

Analisar as variações de temperatura superficial e interna de um cimento de ionômero de vidro convencional, após aplicação de excitação ultrassônica por 45 segundos.

Capítulo 2: Avaliação da temperatura transmitida à câmara pulpar de pré-molares humanos restaurados com cimentos de ionômeros de vidro e submetida às ondas de ultrassom.

Avaliar as variações de temperatura no interior da câmara pulpar ocasionada pela aplicação de excitação ultrassônica por 45 segundos sobre um cimento de ionômero de vidro convencional e modificado por resina em pré-molares humanos.



Capítulo 1

Capítulo 1

Avaliação da temperatura na superfície e no interior de um cimento de ionômero de vidro submetido à aplicação de ondas de ultrassom.

Margareth da Mata, DDS, MS Student

Mestranda em Odontopediatria, Departamento de Clínica Infantil. Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP – Univ. Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

Carmén Regina Coldebella, DDS, MS, PhD

Professor Adjunto, Departamento de Clínica Infantil. Faculdade de Odontologia "Prof Albino Coimbra Filho"- UFMS. Mato Grosso do Sul, Brasil.

Emery Correia Lins, DDS, MS, PhD

Professor Adjunto, Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas. Universidade Federal do ABC – UFABC. Santo André, Brasil.

Cristina Letícia Grandisoli, DDS Student

Aluna do Curso de Graduação de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do ABC – UFABC. Santo André, Brasil.

Angela Cristina Cilense Zuanon, DDS, MS, PhD

Professor Adjunto, Departamento de Clínica Infantil. Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP – Univ. Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

Correspondência:

Prof^ª. Dr^ª. Angela Cristina Cilense Zuanon

UNESP – Univ. Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araraquara

Rua Humaitá, 1680 Araraquara, São Paulo 14801-903, Brasil

e-mail: aczuanon@foar.unesp.br

Artigo formatado segundo as normas do Ultrasound in Medicine & Biology

RESUMO - Foram analisadas as variações de temperatura superficial (TS) e interna (TI) do cimento de ionômero de vidro (CIV) convencional Ketac Molar Easymix após 45s de aplicação do ultrassom (US). Os grupos submetidos à avaliação de TS, confeccionados a partir de uma matriz de dente bovino, foram divididos em grupos controle (TSC) e experimental (TSU) com 6 espécimes cada. Estes foram submetidos à análise por meio de uma câmera termográfica fixada há 15 cm de altura dos espécimes. Um termômetro digital foi utilizado para análise da TI em 16 espécimes divididos nos grupos TIC e TIU. Os dados foram analisados pelos testes Anova e Tukey com significância de 5%. Observou-se que a aplicação do US sobre o CIV por 45s proporcionou aumento estatisticamente significativo de temperatura apenas em TIU, sendo apenas de 2.7°C. Pode-se concluir que a aplicação do US é uma boa opção clínica pois, quando aplicado por 45s, não representa significativo aumento de temperatura e possíveis danos pulpare.

Palavras Chaves: Cimentos de ionômero de vidro, temperatura alta, termografia, ultrassom.

INTRODUÇÃO

O cimento de ionômero de vidro (CIV) foi desenvolvido há quatro décadas por Wilson e Kent (McLean et al. 1994) e proporciona efetiva adesão as estruturas dentais (Lin et al. 1992), estética satisfatória, liberação de flúor e biocompatibilidade (Davidson 2006; Tyas e Burrow 2004; Xie et al. 2000). É utilizado como base e forramento cavitário, restaurações, cimentação, selamento de fissuras (Davidson 2006; Kleverlaan et al. 2004; McLean et al. 1994; Tyas e Burrow 2004), entre outras.

A reação de presa inicial dos CIV convencionais de alta viscosidade é obtida após 3 a 4 minutos de sua manipulação e a reação de presa final, após 5 minutos (Bussadori et al. 2003). O material atinge sua maturação 24 horas após sua manipulação (Sidhu 2011). Devido ao seu longo processo de endurecimento o cimento torna-se sensível a sinérese e a embebição o que pode influenciar na longevidade das restaurações (Culbertson 2001 ; Gee et al. 1996; McLean et al. 1994).

A incorporação de bolhas de ar no interior do material, resultante de sua manipulação e/ou inserção (Coldebella et al. 2011; Covey e Ewoldsen 2001; Fano et al. 2001; Mitchell e Douglas 1997; Nomoto e McCabe 2001; Nomoto et al., 2004; Xie et al. 2000), é outro fator a ser considerado quanto ao seu sucesso clínico. A porosidade dos CIV convencionais varia de 4 a 9% do volume do material (Bertenshaw e Piddock 1993; Coldebella et al. 2011; Mitchell e Douglas 1997). Os poros atuam como pontos de propagação de trincas e são

responsáveis por falhas que diminuem a resistência final das restaurações (Geirsson et al. 2004; Nomoto e McCabe 2001).

Com o intuito de diminuir o tempo de presa inicial e final (Talal et al. 2009; Tanner et al. 2006; Towler et al. 2001) e o acúmulo de bolhas de ar no interior do material durante seu processo de manipulação e inserção pode ser utilizada a aplicação do ultrassom (US) (Coldebella et al. 2011; Towler et al. 2003).

A vibração ultrassônica melhora as propriedades físicas e mecânicas do CIV, tais como resistência a compressão (Kleverlaan et al. 2004; Tanner et al. 2006; Twomey et al. 2004), a degradação hidrolítica (Talal et al. 2009) e dureza superficial (Towler et al. 2001). Também favorece o escoamento do material no interior da cavidade, aumenta a superfície de contato entre a superfície dentária e o cimento e melhora sua adaptação e adesão (Algera et al. 2005; Fagundes et al. 2006; Kleverlaan et al. 2004; Towler et al. 2003; Twomey et al. 2004).

A literatura aponta, porém, que o uso prolongado de US ocasiona elevação da temperatura local, devido à dissipação das ondas ultrassônicas na forma de calor (Budd et al. 2005; Madarati et al. 2009; Madarati et al. 2008). Sabe-se que o aumento da temperatura até aproximadamente 5,5°C (Zach e Cohen 1965) é extremamente prejudicial à polpa (Alfredo et al. 2008; Guiraldo et al. 2009; Konodas et al. 2008; Mjör e Ferrari 2002), aos tecidos periodontais (Budd et al. 2005; Lipski 2005; Madarati et al. 2009) e a dentina remanescente (Yu et al. 2000). Porém, este efeito quando provocado pela utilização do US depende de

seu protocolo de aplicação e das características do CIV (Talal et al. 2009; Tanner et al. 2006).

Avaliar a alteração de calor produzida pelo US na superfície e no interior do CIV é importante para conhecer os efeitos e limitações da utilização dessa tecnologia na odontologia. O objetivo desse estudo foi avaliar a temperatura superficial e interna de um CIV submetido à aplicação de ondas de ultrassom.

MATERIAL E MÉTODOS

Para confecção dos corpos de prova, foi utilizada uma matriz confeccionada a partir de um incisivo bovino, o qual foi inspecionado em lupa estereoscópica, para a verificação de ausência de trincas ou má formação (Carl Zeiss, 475200/9901, Alemanha). Teve sua raiz cortada com auxílio de uma máquina metalográfica (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluf, IL, USA) e logo após, com auxílio de ponta diamantada (PM 19G, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) foi realizado um orifício de 6 mm de diâmetro em sua superfície vestibular, na altura do terço médio da coroa até atingir a câmara pulpar.

A coroa foi então seccionada no sentido cérvico-incisal para a obtenção de uma matriz bi-partida, a qual foi acomodada no interior de um anel metálico.

Foi utilizado o Ketac Molar Easymix (3M ESPE) e os grupos foram divididos de acordo com a Tabela 1. O material foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante e a temperatura ambiente de 25 °C (± 1).

Três porções foram inseridas na matriz com auxílio de uma seringa do tipo centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e logo após o material foi coberto com uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro, sobre as quais um peso de 100g foi depositado durante 10s para acomodação e extravasamento do excesso do material.

O equipamento de ultrassom utilizado foi o PROFÍ III BIOS (Dabi Atlante, SP, Brasil), com potência de 24 W, frequência de 28 KHz, pressão primária de 80 psi e tensão de 93 a 242V (Coldebella et al. 2011). Foi utilizada a ponta indicada em periodontia E 1191/2 (Dabi Atlante, SP, Brasil), sem irrigação, para evitar a interferência da água na reação de presa do CIV (Cattani-Lorente et al. 1999).

Nos grupos TSC e TSU, foi utilizada a termografia infravermelha para quantificar a geração e a difusão do calor nos espécimes de CIV durante e após a aplicação do US. Foi utilizada uma câmera termográfica IR-400 (Fluke, Inc. antiga Infrared Solution, Inc., EUA), previamente calibrada e fixada há uma distância de 15cm da matriz (Lin et al. 1992), a qual captou as variações de temperatura relacionado há um espectro eletromagnético infravermelho com emissão de radiações de comprimento de onda entre 8 e 14 μ m (0°C e 50°C) ao longo da superfície do CIV e da matriz de dente bovino.

Para avaliar a temperatura interna do material, na cervical da coroa, pela abertura do conduto radicular, foi introduzida uma cânula de nylon com 6 mm de diâmetro e 2 cm de comprimento, na qual foi introduzido um termômetro de vareta digital portátil (MV-363, Minipa Ind. E Com.) de resolução de 0,1°C.

Este permaneceu em íntimo contato com o CIV, sem tocar na matriz protegido pela cânula de nylon.

Os dados obtidos apresentaram normalidade de distribuição e homocedasticidade de variância e foram submetidos à análise de variância ANOVA complementado pelo teste de Tukey. Foi utilizado o software SPSS 17.0. Todos os testes foram realizados com um nível de significância de 5%.

RESULTADOS

Os resultados obtidos para temperatura na superfície (TSC e TSU) e no interior (TIC e TIU) do CIV estão apresentados na tabela 2.

Neste estudo pôde-se observar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos TSC e TSU (Tabela 2). Devido às características isolantes e a baixa difusividade térmica do CIV (Brown et al. 1970), pode-se observar que o material não concentrou o calor em sua superfície, dissipando-o para o meio ambiente (Banes e Hammond 1978; Barnes 1967) e para o esmalte, que possui maior difusividade térmica.

Os grupos TIC e TIU não apresentaram diferença estatisticamente significativa em T=0, porém aos 45s apresentaram aumento de 2,7°C (Tabela 2). Pôde-se constatar também que no tempo de 120s (75s após a remoção do US) a temperatura do grupo TIU diminuiu significativamente, o que corrobora os estudos de difusividade térmica anteriores (Brantley e Kerby 1993; Drummond et al. 1993 ; Inoue et al. 1993; Tay e Braden 1987; Yu et al. 2000).

Enquanto TSU manteve a temperatura após a aplicação de US, TIU apresentou diminuição de temperatura estatisticamente significativa em 120s. Considerando a provável diminuição do número de poros, este achado corrobora Tay e Braden (1987), os quais afirmam que a diminuição no número de poros proporcionada pelo US favorece as características isolantes do material.

DISCUSSÃO

Dentre as características que permitem a avaliação da longevidade de um material restaurador, podemos destacar a rugosidade superficial (Towler et al. 2001), a porosidade da restauração (Coldebella et al. 2011), a resistência a compressão e a degradação hidrolítica (Algera et al. 2005), as quais podem ser melhoradas por meio da utilização de vibração ultrassônica (Arcoria et al. 1992; Kleverlaan et al. 2004; Twoney et al. 2004).

A aplicação do US sobre CIV apresenta também a vantagem da diminuição do tempo de trabalho durante o atendimento do paciente pediátrico, uma vez que há aceleração do tempo de presa do material (Talal et al. 2009; Towler et al. 2001).

Porém a vibração ocasionada pela aplicação do US sobre o dente e o material, a falta de refrigeração e o atrito entre a ponta do US sobre a restauração promovem aumento da temperatura local (Madarati et al. 2009).

A temperatura do dente é determinada pelo equilíbrio entre a condução do calor à superfície e a sua dissipação para o ambiente (Jafarzadeh et

al. 2008). Em condições ambientais o calor transmitido para os tecidos periodontais e polpa chegam através do cimento, dentina e esmalte (Brown 1966).

O estímulo térmico gerado pelas ondas ultrassônicas, sua condução, a absorção e dissipação do calor são determinados pela difusividade térmica tanto do CIV quanto do dente (Linsuwanont et al. 2008).

Sabe-se que a difusividade térmica do esmalte e da dentina são diferentes (Brown et al. 1970). O esmalte possui difusividade térmica de $4,7 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ e a dentina $1,8 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ (Brown et al. 1970), ou seja, o esmalte transfere o calor aplicado ao dente, por meio da ingestão de alimentos quentes e/ou frios com maior velocidade, em função de seu volume que pode variar de acordo com o elemento dental.

É essencial que estas alterações de temperatura não causem prejuízo à polpa e aos tecidos periodontais. Para isso, existem limitações na condutividade térmica de materiais restauradores. Quanto menor a condutividade térmica de um material, menor será sua difusividade e menor será o calor transmitido a polpa. A difusividade térmica é uma propriedade física importante dos materiais dentários, porque descreve as taxas de mudanças de temperatura em função do tempo em estado estacionário (Brantley e Kerby 1993; Civjan et al. 1972; Pearson et al. 1980; Tay and Braden 1987; Watts e Smith 1984; Watts e Smith 1981).

Brantley e Kerby (1993), afirmam que a aplicação de um cimento com difusividade térmica relativamente baixa, com características de isolamento térmico, sob uma restauração metálica, oferece proteção a polpa. Os CIV

convencionais apresentam adequadas características de isolamento térmico, pois possuem difusividade térmica em torno de $2,16 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ (Brantley e Kerby 1993), resultados muito semelhantes aos estudos de Tay e Braden (1987) que relataram difusividade térmica de $1,35 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ a $2,14 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$, de acordo com a proporção pó/líquido dos materiais.

Alguns fatores podem interferir na difusividade térmica dos CIV, como o tamanho e morfologia das partículas, a proporção pó/líquido e a relação na interface do CIV com o dente ou com a matriz (Brantley e Kerby 1993). De acordo com Tay e Braden (1987) a quantidade de poros também pode interferir na condução do calor, sendo que quanto maior a quantidade de poros maior a difusividade térmica do CIV. O uso do US diminui o número de poros do CIV (Coldebella et al. 2011) o que pode proporcionar melhores características isolantes ao material.

A temperatura superficial do CIV durante a aplicação do US foi investigada por meio da técnica da termografia infravermelha, não invasiva e de alta sensibilidade utilizada também para detecção de alterações no nervo alveolar inferior, disfunções têmporo mandibulares, detecção de lesões herpéticas, tratamentos endodônticos, entre outras aplicações (Sikdar et al. 2010).

A técnica analisa imagens térmicas caracterizadas por sua resolução temporal, ou seja, verifica-se o intervalo de tempo entre a mudança de temperatura em uma determinada área por meio da quantidade de radiação emitida (Anbar et al. 1998). Os detectores infravermelhos de uma câmera termográfica

possuem alta precisão de miligraus e podem ser registradas há distâncias de 100 cm (Sikdar et al. 2010).

As vibrações ultrassônicas difundem calor para o material e proporciona agitação, fusão de partículas e o colapso de bolhas de ar (Linsuwanont et al. 2008; Suslick e Price 1999; Leighton 2007; O'Brien 2007). No interior deste, por ser um meio bifásico e conter maior volume de partículas e líquido, ocorre maior elevação da temperatura do que em sua superfície.

CONCLUSÃO

De acordo com o protocolo utilizado, a aplicação de US sobre o CIV de alta viscosidade Ketac Molar pode ser realizada, uma vez que não promove elevação de temperatura superficial ou interna.

AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa foi financiada pela agência brasileira de Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

REFERÊNCIAS

Alfredo E, Marchesan MA, Sousa-Neto MD, Brugnera-Junior A, Silva-Sousa YT. Temperature variation at the external root surface during 980-nm diode laser irradiation in the root canal. *J Dent* 2008;36:529-534.

Algera TJ, Kleverlaan CJ, Gee AJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod* 2005;27: 472–476.

Anbar M, Gratt BM, Hong D. Thermology and facial telethermography: Part I. History and technical review *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:61-67.

Arcoria CJ, Butler MJ, Wagner MJ. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomer after sonication. *J Oral Rehabil* 1992;19:607-613.

Banes JD, Hammond HL. Surface temperatures of vital and nonvital teeth in humans. *J Endod* 1978;4:106–109.

Barnes RB. Determination of body temperature by infrared emission. *J Appl Physiol* 1967;22:1143–1146.

Bertenshaw BW, Piddock LJ. Porosity in water-based dental luting cements. *J Mater Sci: Mater Med* 1993;4:415–417.

Brantley WA, Kerby RE. Thermal diffusivity of glass ionomer cement systems. *J Oral Rehabil* 1993;20:61-68.

Brown AC, Goldberg MP. Surface temperature and temperature gradients of human teeth in situ. *Arch Oral Biol* 1966;11:973– 982.

Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res* 1970;49: 752–755.

Budd JC, Gekelman D, White JM. Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonic post removal. *Int Endod J* 2005;38:705-711.

Bussadori SK, Ribeiro PC, Santos EM, Raggio DP, Guedes-Pinto AC. Avaliação da reação de presa dos cimentos de ionômero de vidro. *J Bras Odontopediatr Odontol Bebê* 2003;6:405-409.

Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 1999;15:71-78.

Civjan S, Barone JJ, Reinke PE, Selting WJ. Thermal properties of nonmetallic restorative materials. *J Dent Res* 1972;51:1030-1037.

Coldebella CR, Santos-Pinto L, Zuanon ACC. Effect ultrasonic excitation on the porosity of glass ionomer cement: A scanning electron microscope evaluation. *Microsc Res Tech* 2011;74:54-57.

Culbertson BM. Glass-ionomer dental restoratives. *Prog Polym Sci* 2001;26:577–604.

Covey DA, Ewoldsen NO. Porosity in manually and machine mixed resin-modified glass ionomer cements. *Oper Dent* 2001;26:617-623.

Davidson CL. Advances in glass ionomer cements. *J. Appl. Oral Sci* 2006;14:3-9.

Drummond JL, Robledo J, Garcia L , Toepke TR. Thermal conductivity of cement base materials. *Dent Mater* 1993;9:68-71.

Fagundes TC, Barata TJ, Bresciani E, Cefaly DF, Carvalho CA, Navarro MFL. Influence of ultrasonic setting on tensile bond strength of glass-ionomer cements to dentin. *J Adhes Dent* 2006;8:401–407.

Fano L, Fano V, Ma WY, Yang GW, Zhu F. Structure of dental glass-ionomer cements by confocal fluorescence: Microscopy and stereomicroscopy. *Biomaterials* 2001;22: 2353-2358.

Gee AJ, van Duinen RN, Werner A, Davidson CL. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *J Dent Res* 1996;75:1613–1619.

Geirsson J, Thompson JY, Bayne SC. Porosity evaluation and pore size distribution of a novel directly placed ceramic restorative material. *Dent Mater* 2004;20:987–995.

Guiraldo RD, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Schneider LF. Thermal variations in the pulp chamber associated with composite insertion techniques and light-curing methods. *J Contemp Dent Pract* 2009;10:17-24.

Inoue T, Saitoh M, Nishiyama M. Thermal properties of glass ionomer cement. *J Nihon Univ Sch Dent* 1993;35:252-257.

Jafarzadeh H, Udoe CI, Kinoshita J. The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *J Endod* 2008; 34:1435-1440.

Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater* 2004; 20:45–50.

Konodas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J* 2008;42:247-252.

Leighton TG. What is ultrasound? *Prog Biophys Mol Biol* 2007;93:3–83.

Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res* 1992;71:1836-1841.

Linsuwanont P, Palamara AJE, Messer HH. Thermal transfer in extracted incisors during thermal pulp sensitivity testing. *Int Endod J* 2008;41:204-210.

Lipski M. Root surface temperature rises during root canal obturation, in vitro, by the continuous wave of condensation technique using System B HeatSource. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99:505-510.

Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Efficiency of a newly designed ultrasonic unit and tips in reducing temperature rise on root surface during the removal of fractured files. *J Endod* 2009;35:896-899.

Madarati AA, Qualtrough AJ, Watt DC. Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *J Endod* 2008;34:1089-1092.

McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int* 1994;25:587-589.

Mitchell CA, Douglas WH. Comparison of the porosity of hand-mixed and encapsulated glass-ionomer luting cements. *Biomaterials* 1997;18:1127-1131.

Mjör IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: reactions to restorative materials, tooth restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quint Int* 2002;33:35–63.

Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of the glass ionomer cements. *J Dent* 2001;29:205-210.

Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater* 2004;20:972-978.

O'Brien WDJr. Ultrasound-biophysics mechanisms. *Prog Biophys Mol Biol* 2007;93:212-255.

Pearson GJ, Wills DJ, Braden M, McCabe JF. The relationships between the thermal properties of composite filling materials. *J Dent* 1980;8:178-180.

Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J* 2011;56:1:23-30.

Sikdar SD, Khandelwal A, Ghom S, Diwan R, FM Debta. Thermography: A New Diagnostic Tool in Dentistry. *J Indian Academy of Oral Medicine and Radiology* 2010;22:206-210.

Suslick K S, Price GJ. Applications of ultrasound to materials chemistry. *Annu Rev Mater Sci* 1999;29:295–326.

Talal A, Tanner KE, Billington R, Pearson GJ. Effect of ultrasound on the setting characteristics of glass ionomer cements studied by Fourier Transform Infrared Spectroscopy. *J Mater Sci* 2009;20:405-411.

Tanner D A, Rushe N, Towler MR. Ultrasonically set glass polyalkenoate cements for orthodontic applications. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17:313–318

Tay WM, Braden M. Thermal diffusivity of glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1987;66:1040-1043.

Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials* 2001;22:1401–1406.

Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cement, Part 1 Postulated Modalities. *J Mater Sci Lett* 2003;22:539-541.

Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: Setting times and compressive strengths. *J Mater Sci* 2004;39:4631-4632.

Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J* 2004;49: 112-121.

Watts DC, Smith R. Thermal diffusivity in some polyelectrolyte dental cements: The effect of powder/liquid ratio. *J Oral Rehabil* 1984;11, 285-288.

Watts DC, Smith R. Thermal diffusivity in finite cylindrical specimens of dental cements. *J Dent Res* 1981;60:1972-1976.

Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000;16:129-138.

Yu DG, Kimura Y, Tomita Y, et al. Study on removal effects of filling materials and broken files from root canals using pulsed Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18: 23–28.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19:515–530.

Tabela1: Grupos, material, tempos de aferição da temperatura, ultrassom e número de espécimes.

Grupos	Material	Tempos de aferição da temperatura	Ultrassom	Espécimes
TSC	Ketac Molar	Superficial 0s, 45s + 35s = 80s	Não	6
TSU	Ketac Molar	Superficial 0s, 45s (US) + 35s = 80s	Sim	6
TIC	Ketac Molar	Interna 0s 45s + 75s = 120s	Não	8
TIU	Ketac Molar	Interna 0s 45s (US) + 75s = 120s	Sim	8

Nos grupos TSC e TSU as temperaturas foram aferidas durante 80 s, nos grupos TIC e TIU as temperaturas foram aferidas em 0s, 45s e 75s após remoção do US, quando aplicado, totalizando 120s.

Tabela 2: Temperaturas observadas nos grupos experimentais.

Temperatura(°C)		
Tempo (seg.)	Superficial	
	TSC	TSU
0	23,5248 Aa	23,2146 Aa
45	24,3427 Aa	24,6128 Aa
80	24,3140 Aa	23,0323 Aa
Interna		
	TIC	TIU
0	25,21 Aa	25,32 Aa
45	25,42 Aa	28,00 Bb
120	25,50 Aa	25,00 Ca

As letras maiúsculas representam diferença estatisticamente significativa entre colunas e letra minúscula diferença estatisticamente significativa entre as linhas.



Capítulo 2

Capítulo 2

Avaliação da temperatura transmitida à câmara pulpar de pré-molares humanos restaurados com cimentos de ionômeros de vidro e submetida às ondas de ultrassom.

Margareth da Mata, DDS, MS Student

Mestranda em Odontopediatria, Departamento de Clínica Infantil. Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP – Univ. Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

Carmén Regina Coldebella, DDS, MS, PhD

Professor Adjunto, Departamento de Clínica Infantil. Faculdade de Odontologia "Profº Albino Coimbra Filho"- UFMS. Mato Grosso do Sul, Brasil.

Emery Correia Lins, DDS, MS, PhD

Professor Adjunto, Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas. Universidade Federal do ABC – UFABC. Santo André, Brasil.

Cristina Letícia Grandisoli, DDS Student

Aluna do Curso de Graduação de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do ABC – UFABC. Santo André, Brasil.

Lourdes Aparecida Martins Santos Pinto, DDS, MS, PhD*

Angela Cristina Cilense Zuanon, DDS, MS, PhD*

*Professor Adjunto, Departamento de Clínica Infantil. Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP – Univ. Estadual Paulista, Araraquara, Brasil.

Correspondência:

Prof^a. Dr^a. Angela Cristina Cilense Zuanon

UNESP – Univ. Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araraquara

Rua Humaitá, 1680 Araraquara, São Paulo 14801-903, Brasil

e-mail: aczuanon@foar.unesp.br

Artigo formatado segundo as normas do Ultrasound in Medicine & Biology

RESUMO-O objetivo foi avaliar as variações de temperatura ocasionadas pelo ultrassom (US) no interior da câmara pulpar de 48 pré-molares humanos hígidos divididos nos seguintes grupos experimentais: Ketac Molar Easymix controle (KC), Ketac Molar Easymix com US (KU), Vitremer controle (VC) e Vitremer com US (VU). Depois de seccionados os ápices e removida a polpa radicular e coronária, foi realizado na face vestibular dos dentes um orifício de 1,5 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade para a inserção dos CIV e posterior aplicação do US. Após preenchimento do espaço da polpa coronária e radicular com uma pasta condutora, um termistor foi inserido através do conduto radicular até a câmara pulpar para avaliação da temperatura. O US foi aplicado sobre os cimentos de ionômero de vidro (CIV) durante 45s e a fotopolimerização, quando necessária, por 40s. Os dados se apresentaram normais e para análise dos resultados foram utilizados testes de regressão linear, correlação de Pearson, Anova e t-Student. Os resultados indicam que a aplicação do US sobre o CIV convencional e resinoso por 45s promoveu aumento de temperatura de 0,07°C/s e 0,06°C/s respectivamente, com intervalo de confiança de 95% e com aumento médio de temperatura de 3.6 e 2.8°C respectivamente. Pode-se concluir que a partir do protocolo utilizado, o aumento de temperatura no interior da câmara pulpar causado pela aplicação do US é seguro para sua utilização clínica.

Palavras Chaves: Cimentos de ionômero de vidro, temperatura alta, dente, ultrassom.

INTRODUÇÃO

O cimento de ionômero de vidro (CIV) é amplamente utilizado na odontologia como material restaurador. Apresenta propriedades favoráveis como à liberação de flúor e biocompatibilidade (Davidson 2006; Tyas e Burrow 2004; Xie et al. 2000), adesão química as estruturas dentais e coeficiente de expansão térmica similar ao do dente (Lin et al. 1992; McLean 1988; Young et al. 2004). Tais propriedades auxiliam na prevenção da microinfiltração marginal e a progressão da lesão de cárie (McLean 1988).

O material, porém é sensível a sinérese e embebição e possui lento processo de maturação e presa final, o que aumenta a susceptibilidade da restauração às fraturas e aos esforços mastigatórios (Culbertson 2001; Gee et al. 1996; McLean 1988). A incorporação de bolhas de ar durante a manipulação e inserção do material, também pode prejudicar na longevidade das restaurações (Coldebella et al. 2011).

Assim, a aplicação do ultrassom (US) sobre o CIV é utilizada com o intuito de diminuir o número de poros (Coldebella et al. 2011; Kleverlaan et al. 2004; Towler et al. 2003), acelerar o tempo de presa do cimento (Talal et al. 2009; Tanner et al. 2006; Towler et al. 2003; Twomey et al. 2004), aumentar sua dureza superficial (Towler et al. 2001), resistência à compressão (Kleverlaan et al. 2004; Tanner et al. 2006; Twomey et al. 2004) e resistência a degradação hidrolítica (Talal et al. 2009). A utilização do US favorece também o escoamento do CIV no

interior da cavidade e melhora a adaptação da restauração (Algera et al. 2005; Fagundes et al. 2006).

Quando as ondas de US passam por um tecido causam vibrações que são dissipadas em grande parte na forma de calor, ocasionando aumento da temperatura local (Budd et al. 2005; Madarati et al. 2008; Madarati et al. 2009). De acordo com Mjör and Ferrari (2002) a elevação da temperatura é o estresse mais severo que pode ser produzido na polpa. Porém este efeito causado pelas ondas de US depende do tempo de aplicação (Talal et al. 2009), da espessura da dentina e esmalte e das características do CIV (Tanner et al. 2006; Talal et al. 2009). Brown et al. (1970) estudaram a condutividade e a difusividade térmica do esmalte e da dentina e observaram que o esmalte possui maior difusividade térmica que a dentina, $4,7 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ e $1,8 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ respectivamente.

A elevação de temperatura gerada pela vibração ultrassônica é preocupante (Atrizadeh et al. 1971), pois pode causar danos irreversíveis aos tecidos pulpares (Alfredo et al. 2008; Guiraldo et al. 2009; Konodas et al. 2008) e periodontais (Budd et al. 2005; Lipski 2005; Madarati et al. 2008; Madarati et al. 2009).

Avaliar a alteração de temperatura na câmara pulpar gerada pelo US aplicado sobre restaurações de CIV é importante para conhecer os efeitos e limitações da utilização dessa tecnologia. Assim, o objetivo desse estudo foi avaliar *in vitro* o aumento da temperatura na câmara pulpar de pré-molares que receberam restaurações de CIV, convencional e modificado por resina, submetidas à aplicação de ondas de US.

MATERIAL E MÉTODOS

Após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP (protocolo n° 32/10, anexo) foram utilizados 48 pré-molares humanos hígidos, sem trincas ou áreas hipoplásicas doados pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia de Araraquara. Os dentes tiveram seus ápices seccionados com auxílio de uma máquina metalográfica (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluf, IL, USA) e logo após a remoção da polpa coronária e radicular. Foram irrigados com hipoclorito de sódio a 2,5 % e radiografados no sentido próximo/proximal para verificação da espessura de esmalte/dentina, condições e localização da câmara coronária. Logo após foram divididos de acordo com os grupos experimentais da Tabela 1.

Na face vestibular dos dentes foi realizado um orifício de 1,5 mm de diâmetro e 2 mm de profundidade com o auxílio de uma fresa diamantada cilíndrica 1093 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) com um limitador de borracha, o qual foi conferido previamente a confecção de cada cavidade com o paquímetro digital (Mod. 500- 144b, Mytutoyo Sul Americana Ltda., SP, BR) resolução de 0,01 mm e a fresa descartada após 5 preparos.

Todo espaço da polpa coronária e radicular foi preenchido por uma pasta condutora de calor (Pasta Térmica Thermalcote II, Aavid Thermalloy, USA). Um termistor acoplado a um termômetro digital tipo K modelo MT-450 (MINIPA Ltda., São Paulo, Brasil) com resolução de 0,1°C (Jafarzadeh et al. 2008), previamente calibrado, foi inserido na pasta condutora através do conduto

radicular até entrar em contato com a parede vestibular interna da cavidade restaurada com CIV. Logo após, o ápice radicular foi vedado com cera utilidade para evitar extravasamento do material e para fixar o termístor no interior da câmara pulpar. O dente foi radiografado para certificação da posição do termístor.

Antes da inserção do Vitremer (3M ESPE), o primer que acompanha o material foi aplicado com auxílio de um microbrush e fotoativado por 20s com o fotopolimerizador Ultraled 500 mW/cm^2 , comprimento de onda na faixa entre 450 e 480nm (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

O CIV fotopolimerizável foi inserido na cavidade em um único incremento e fotopolimerizado por 40s.

No grupo KU foi realizada a aplicação de US sobre a superfície do material por 45s e no grupo VU foi realizada a fotopolimerização do material por 40s após a aplicação do US no tempo pré-estabelecido.

O equipamento de ultrassom utilizado foi o PROFI III BIOS (Dabi Atlante, SP, Brasil), com potência de 24 W, frequência de 28 KHz, pressão primária de 80 psi e tensão de 93 a 242V. Foi utilizada a ponta indicada para remoção de cálculo em periodontia E 1191/2 (Dabi Atlante), sem irrigação, para evitar interferência na reação de presa do CIV (Cattani-Lorente et al. 1999).

Nos grupos KC e VC a temperatura foi aferida durante 300s e 180s respectivamente com intervalos de 5s entre cada medida. Em KU a variação de temperatura foi aferida a partir de 0s, durante a aplicação do US (em intervalos de 5s) e se prolongou até 120s. Em VU as medidas foram iniciadas em 0s, durante a aplicação do primer (20s), durante a aplicação do US e se prolongou até 220s.

Com o aumento de temperatura o termístor dilatou e provocou variação na resistência elétrica de um multímetro ao qual foi conectado e previamente calibrado.

Os dentes foram seccionados no sentido cérvico-incisal com auxílio de uma máquina metalográfica (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluf, IL, USA). Com um paquímetro digital a espessura de dentina entre o preparo cavitário e a câmara pulpar foi obtida.

Foram utilizados métodos de regressão linear para analisar a relação entre temperatura no interior da câmara pulpar e o tempo de submissão de US sobre os CIV e de fotopolimerização. Para obtenção das médias de temperatura em função do tempo, foram determinadas em cada período, quarenta e oito retas, divididas em doze retas para cada grupo, uma para cada espécime, sendo a significância da média dos coeficientes (b) avaliada por um teste t de Student.

RESULTADOS

A Tabela 2 demonstra os grupos, o tempo, as médias de temperatura, o coeficiente angular b , os limites inferiores e superiores dos intervalos com confiança de 95% para as médias de temperatura e a espessura de dentina remanescente para os grupos KC, KU, VC e VU.

No grupo KU observa-se aumento de temperatura médio de 0,07 °C/s nos tempos de 20s e 55s, enquanto que em 100s a temperatura diminuiu na

razão $0,02\text{ }^{\circ}\text{C/s}$. O grupo KC apresentou diminuição significativa de temperatura a partir de 20s em uma razão muito pequena, $0,006\text{ }^{\circ}\text{C/s}$ (Tabela 2). As Figuras 1 e 2 permitem visualizar o comportamento das variações de temperatura em função do tempo para KC e KU respectivamente.

Quanto à espessura de dentina remanescente dos espécimes, que variou de 0,26 a 1,63, o teste t de Student demonstrou que tanto o grupo KU como VU não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$). O coeficiente de Pearson foi empregado para determinar o relacionamento entre a espessura dos espécimes, tanto em relação às médias de temperaturas, como em relação aos coeficientes das retas de regressão linear. Os coeficientes de correlação de Pearson foram sempre menores do que 0,50, sendo não significativo ($p>0,05$). A avaliação da significância do coeficiente de correlação de Pearson foi efetivada pelo teste t de Student. Adotou-se o nível de significância de 5%.

Para o grupo VC observa-se $b=0$ para qualquer período experimental. Médias de coeficientes de regressão linear significativas foram encontradas para o grupo VU a partir de 75s após US (Tabela 2). Somente a aplicação do US alterou a temperatura, com um aumento médio de $0,06\text{ }^{\circ}\text{C/s}$, uma vez que a fotopolimerização apenas manteve a temperatura alcançada pela aplicação do ultrassom. No período de 150s, diminuiu na razão $0,02\text{ }^{\circ}\text{C/s}$.

As Figuras 3 e 4 demonstram o comportamento da temperatura durante todo o período experimental para os grupos VC e VU, respectivamente.

Não houve evidência de que a espessura de dentina remanescente após a realização do preparo cavitário possa ter influenciado na variação de temperatura entre os grupos ($p>0,05$) (Tabela 2).

DISCUSSÃO

O US tem sido amplamente utilizado na odontologia e sua associação ao CIV favorece as características físico-químicas do material (Algera et al. 2005; Coldebella et al. 2011; Fagundes et al. 2006; Kleverlaan et al. 2004; Talal et al. 2009; Tanner et al. 2006; Towler et al. 2001; Towler et al. 2003; Twomey et al. 2004). Apesar das comprovadas taxas de sucesso desta promissora associação, o uso prolongado de vibração US sem refrigeração pode ocasionar efeitos indesejáveis ao dente e aos tecidos adjacentes (Huttula et al. 2006; Konodas et al. 2008).

A frequência de vibração do US, a ausência de refrigeração, a fricção entre a ponta do US, a restauração de CIV e o dente resultam no aumento de temperatura local (Madarati et al. 2009). Esta pode ser transmitida através da restauração, do esmalte e da dentina até a câmara pulpar e alterar as características histológicas da polpa (Mjör e Ferrari 2002).

No grupo KC não houve variação de temperatura significativa (Tabela 2 e Figura 1). No grupo KU o aumento de temperatura após 45s de vibração do US foi de 3,6°C (diferença entre o tempo de 10s - 23,9°C e 55s - 27,5°C) (Tabela 2). Em VU o aumento de temperatura após US foi de 2,8°C

(diferença entre o tempo de 20s- 22,9°C e 75s - 25,7°C) (Tabela 2 e Figura 4). Assim como em KC o grupo VC não apresentou variações de temperatura significativas (Tabela 2 e Figuras 1 e 3). Zach e Cohen (1965) relatam danos pulpares irreversíveis em 15% de macacos rhesus submetidos à elevação de temperatura de 5,5°C. Em outro grupo de macacos o aumento de 11°C provocou danos pulpares em 60% dos animais. Em 100% de outro grupo de animais, observaram-se alterações histopatológicas para temperatura de 16,6°C. Tais variações podem ser justificadas diante das variedades anatômicas dos dentes entre os animais (Alfredo et al. 2008; Hannig and Bott 1999; Saunders 1990).

Baldissara et al. (1997) relatam que um aumento de temperatura intrapulpar de 8,9°C para 14,7°C em dentes humanos não induz patologias pulpares, devido ao alto grau de circulação sanguínea do tecido pulpar e ao grande teor de água das estruturas dentais, como os fluídos dentinários, que podem ajudar na dissipação do calor. Sabe-se que a temperatura da polpa é semelhante à temperatura corpórea 36°C (Alfredo et al. 2008; Baldissara et al. 1997; Hannig e Bott 1999; Saunders 1990). De acordo com Eriksson et al (1982) e Eriksson e Abrektsson (1983) aumento de temperatura de 10° C por 1 min é suficiente para causar danos irreversíveis aos tecidos periodontais.

Neste estudo, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as espessuras das paredes dentinárias dos preparos cavitários, as quais não influenciaram na variação de temperatura na câmara pulpar (Tabelas 2). Este achado corrobora o estudo de Horan et al. (2008). No entanto, Madarati et al. (2008) e Lipisk et al. (2010) encontraram diferenças significativas entre a

variação de temperatura e a espessura de dentina, uma vez que utilizaram dentes com diferentes espessuras de esmalte e dentina.

A condutividade e a difusividade térmica do esmalte e da dentina foram estudados por Brown et al. (1970), os quais observaram que o esmalte possui maior difusividade térmica que a dentina, $4,7 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ e $1,8 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ respectivamente. Os autores sugeriram que a espessura de dentina pode isolar os tecidos pulpare e periodontais de um potencial dano térmico. Yu et al. (2000) relataram que após o aumento de temperatura de 10°C ocorreu carbonização parcial da dentina, abertura dos túbulos dentinários e posterior cobertura destes com restos de dentina queimada.

Acredita-se que as diferentes espessuras de dentina em diferentes dentes bem como em diferentes regiões do mesmo dente, possa afetar a condutividade de calor para a cavidade pulpar. Preocupados com a integridade do elemento dental, a utilização de um material restaurador com características isolantes vem sendo estudada, para que o mínimo de calor possível seja transferido aos tecidos pulpare e periodontais (Brantley e Kerby 1993).

Estudos (Brantley e Kerby 1993; Drummond et al. 1993; Inoue et al. 1993; Tay e Braden 1987) relatam que os CIV convencionais e modificados por resina apresentam baixa difusividade térmica, em torno de $2.16 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ e $1.84 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ (Brantley e Kerby 1993), o que os caracterizam como materiais restauradores com características isolantes, desde que as proporções pó/líquido sejam utilizadas de acordo com as instruções do fabricante. Quanto maior a quantidade de pó maior será a condutividade térmica do CIV. (Brantley

and Kerby 1993; Drummond et al. 1993; Inoue et al. 1993; Tay and Braden 1987).

As diferentes condutividades térmicas entre o CIV convencional e o resinoso justificam os diferentes aumentos médios de temperatura, em função do tempo, entre os grupos KU e VU (Tabela 2 e Figuras 2 e 4). De acordo com o protocolo utilizado neste estudo, a aplicação do US sobre os CIV convencional e resinoso em dentes pré-molares, proporcionou aumentos médios de temperatura de 0,07°C/s e 0,06°C/s respectivamente (Tabela 2).

A aplicação do US sobre os CIV também proporciona menor número de poros em restaurações de CIV convencional (Coldebella et al. 2011). Sabe-se que quanto menor a quantidade de poros de uma restauração de CIV, melhores são suas características isolantes (Tay e Braden 1987).

O aumento de temperatura na câmara pulpar também pode ser causado pela fotoativação de componentes resinosos (Shortall e Harrington 1998; Uhl et al. 2003). Neste estudo para fotopolimerização realizada nos espécimes do grupo VC e VU foi utilizado um fotopolimerizador de luz led, que proporciona menores variações de temperatura comparado a fotopolimerizadores de luz halógena (Uhl et al. 2003). A fotopolimerização nos grupos VC e VU não promoveu variações de temperatura significativas. Apenas no grupo VU o aumento de temperatura produzido pelo US foi mantido por maior período de tempo. (Tabelas 2 e Figura 4).

Outro fator que influencia o aumento de temperatura são as diferentes pressões aplicadas na ponta do US pelos diferentes operadores (Garrido

et al. 2007; Hashem 2007; Mjör e Ferrari 2002). Neste estudo, a manipulação do CIV e a instrumentação de cada espécime foram realizadas por um único operador previamente treinado e calibrado.

Não há consenso quanto ao protocolo a ser utilizado para a aplicação de US sobre CIV para evitar danos à polpa. Os resultados obtidos neste estudo indicam que a aplicação de vibração ultrassônica sobre restaurações de CIV convencional e resinoso em pré-molares por 45s promoveu aumento de temperatura de 3.6 e 2.8°C respectivamente, que de acordo com a literatura não é capaz de causar injúrias pulpares (Zach e Cohen 1965). Desta forma, a utilização de ondas ultrassônicas sobre CIV convencional ou fotopolimerizável por 45s em pré-molares humanos é seguro para seu uso clínico.

AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa foi financiada pela agência brasileira de Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

REFERÊNCIAS

Alfredo E, Marchesan MA, Sousa-Neto MD, Brugnera-Junior A, Silva-Sousa YT. Temperature variation at the external root surface during 980-nm diode laser irradiation in the root canal. *J Dent* 2008;36:529-534.

Algera TJ, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod* 2005;27:472–476.

Atrizadeh F, Kennedy J, Zander H. Ankylosis of teeth following thermal injury. *J Periodontal Res* 1971;6:159–167.

Baldissara P, Capatano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil* 1997;24:791-801.

Budd JC, Gekelman D, White JM. Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonic post removal. *Int Endod J* 2005;38:705-711.

Brantley WA, Kerby RE. Thermal diffusivity of glass ionomer cement systems. *J Oral Rehabil* 1993;20:61-68.

Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res* 1970;49:752–755.

Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 1995;15:71-78.

Culbertson BM. Glass-ionomer dental restoratives. *Prog Polym Sci* 2001;26: 577–604.

Coldebella CR, Santos-Pinto L, Zuanon ACC. Effect ultrasonic excitation on the porosity of glass ionomer cement: A scanning electron microscope evaluation. *Microsc Res Tech* 2011;74:54-57.

Davidson CL. Advances in glass ionomer cements. *J. Appl. Oral Sci* 2006;14:3-9.

Drummond JL, Robledo J, Garcia L , Toepke TR. Thermal conductivity of cement base materials. *Dent Mater* 1993;9:68-71.

Eriksson AR, Albrektsson T, Grane B, Mcqueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopy description of heat effects. *Int J Oral Surg* 1982;11:115-121.

Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopy study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-107.

Fagundes TC, Barata TJ, Bresciani E, Cefaly DF, Carvalho CA, Navarro MFL. Influence of ultrasonic setting on tensile bond strength of glass-ionomer cements to dentin. *J Adhes Dent* 2006;8:401–407.

Garrido AD, Fonseca TS, Silva-Sousa YT, Alfredo E, Sousa-Neto MD. Evaluation of root external temperature during the application of ultrasound in removal of intraradicular posts. *Gen Den* 2007;55:121-124.

Gee AJ, van Duinen RN, Werner A, Davidson CL. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *J Dent Res* 1996;75:1613–1619.

Guiraldo RD, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Schneider LF. Thermal variations in the pulp chamber associated with composite insertion techniques and light-curing methods. *J Contemp Dent Pract* 2009;10:17-24

Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 1999;15:275-281.

Hashem AA. Ultrasonic vibration: temperature rise on external root surface during broken instrument removal. *J Endod* 2007;33:1070-1073

Horan BB, Tordik PA, Imamura G, Goodell GG. Effect of dentin thickness on root surface temperature of teeth undergoing ultrasonic removal of posts. *J Endod* 2008;34:453-455.

Huttula A, Tordik P, Imamura G, Eichmiller F, McClanahan S. The effect of ultrasonic post instrumentation on root surface temperature. *J Endod* 2006;32:1085-1087.

Inoue T, Saitoh M, Nishiyama M. Thermal properties of glass ionomer cement. *J Nihon Univ Sch Dent* 1993;35:252-257.

Jafarzadeh H, Udoe CI, Kinoshita J. The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *J Endod* 2008;34:1435-1440.

Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater* 2004;20:45–50.

Konodas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J* 2008;42:247-252.

Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res* 1992;71:1836-1841.

Lipski M. Root surface temperature rises during root canal obturation, in vitro, by the continuous wave of condensation technique using System B HeatSource. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;99:505-510.

Lipski M, Debicki M, Drożdżik A. Effect of different water flows on root surface temperature during ultrasonic removal of posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;3:395-400.

Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Efficiency of a newly designed ultrasonic unit and tips in reducing temperature rise on root surface during the removal of fractured files. *J Endod* 2009;35:896-899.

Madarati AA, Qualtrough AJ, Watt DC. Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *J Endod* 2008;34:1089-1092.

McLean JW. Glass ionomer cements. *Br Dent J* 1988;164:293–300.

Mjör IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: reactions to restorative materials, tooth restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quint Int* 2002;33:35–63.

Saunders EM. In vivo findings associated with heat generation during thermomechanical compaction of gutta-percha. 1. Temperature levels at the external surface of the root. *Int Endod J* 1990;23:263-267.

Shortall AC, Harrington E. Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil* 1998;25:908–913.

Talal A, Tanner KE, Billington R, Pearson GJ. Effect of ultrasound on the setting characteristics of glass ionomer cements studied by Fourier Transform Infrared Spectroscopy. *J Mater Sci* 2009;20:405-411.

Tanner D A, Rushe N, Towler MR. Ultrasonically set glass polyalkenoate cements for orthodontic applications. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17:313–318

Tay WM, Braden M. Thermal diffusivity of glass-ionomer cements. *J Dent Res* 1987;66:1040-1043.

Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cement, Part 1 Postulated Modalities. *J Mater Sci Lett* 2003;22:539-541.

Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials* 2001;22:1401–1406.

Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: Setting times and compressive strengths. *J Mater Sci* 2004;39:4631-4632.

Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J* 2004;49:112-121.

Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 2003;24:1809–1820.

Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000;16:129-138.

Young AM, SA Rafeeka, Howlett JA. FTIR investigation of monomer polymerization and polyacid neutralization kinetics and mechanisms in various aesthetic dental restorative materials. *Biomaterials* 2004;25:823–833.

Yu DG, Kimura Y, Tomita Y, et al. Study on removal effects of filling materials and broken files from root canals using pulsed Nd:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg* 2000;18:23–28.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19:515–530.

Tabela 1: Grupos, material, tratamento recebido e número de espécimes.

Grupos	Material	Tempos	Ultrassom	Espécime
KC	Ketac Molar	300 s	Não	12
KU	Ketac Molar	0 s e 45 s de US e 120 s	Sim	12
VC	Vitremer	180 s	Não	12
VU	Vitremer	0 s e 45 s de US e 220 s	Sim	12

Nos grupos KC, KU, VC e VU a temperatura foi aferida em intervalos de 5/5s. Em KC até o início da perda de brilho (presa final), em VC durante o tempo operacional, assim como em KU e VU.

Tabela 2 – Grupos, tempo, médias de temperatura e do coeficiente angular b da reta de regressão, quando significativo, com os limites inferior e superior (entre parênteses) de um intervalo de confiança de 95% e espessura de dentina.

Grupos	Tempo(s)	Temperatura ($^{\circ}$ C)	b ($^{\circ}$ C/s)	Espessura dentina(mm)
KC	0	23,6 (23,0 - 24,2)	-0,006 (-0,007; -0,005)*	0,64 a 1,59*
KC	20	23,6 (23,0 - 24,2)		
KU	10	23,9 (23,3 - 24,5)	0	0,26 a 1,63*
KU	20 (após 10 de US)	25,9 (24,4 - 27,3)	0,07 (0,05; 0,10)*	
KU	55 (após US)	27,5 (26,2 - 28,9)		
KU	100	27,0 (25,7 - 28,3)	-0,02 (-0,04; -0,004)*	
VC	20 (foto primer)	21,2 (20,5 - 21,9)	0	0,75 a 1,33*
VC	80 (após foto)	21,1 (20,3 - 21,9)		
VC	120	21,3 (20,6 - 22,0)		
VU	20 (foto primer)	22,9 (21,7 - 24,1)	0,06 (0,039; 0,073)*	0,65 a 1,33*
VU	75 (após US)	25,7 (24,2 - 26,8)		
VU	130 (após foto)	26,0 (24,8 - 27,1)	0	
VU	150	25,1 (23,9 - 26,3)	-0,02 (-0,025; -0,016)*	

* b significativamente diferente de zero (teste t de Student: $p < 0,05$)

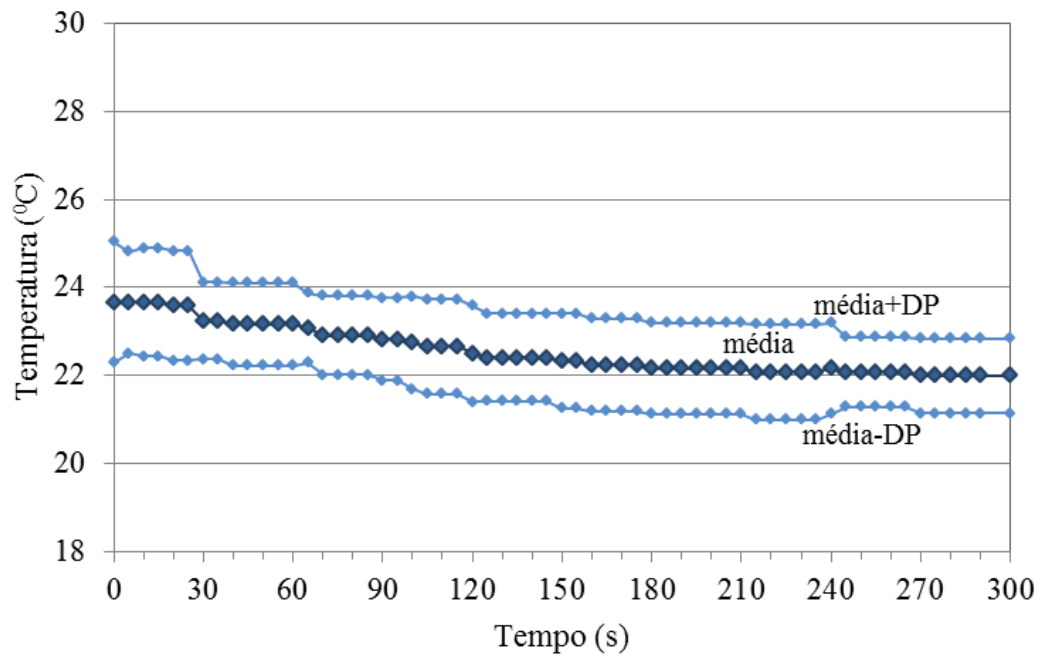


Fig.1

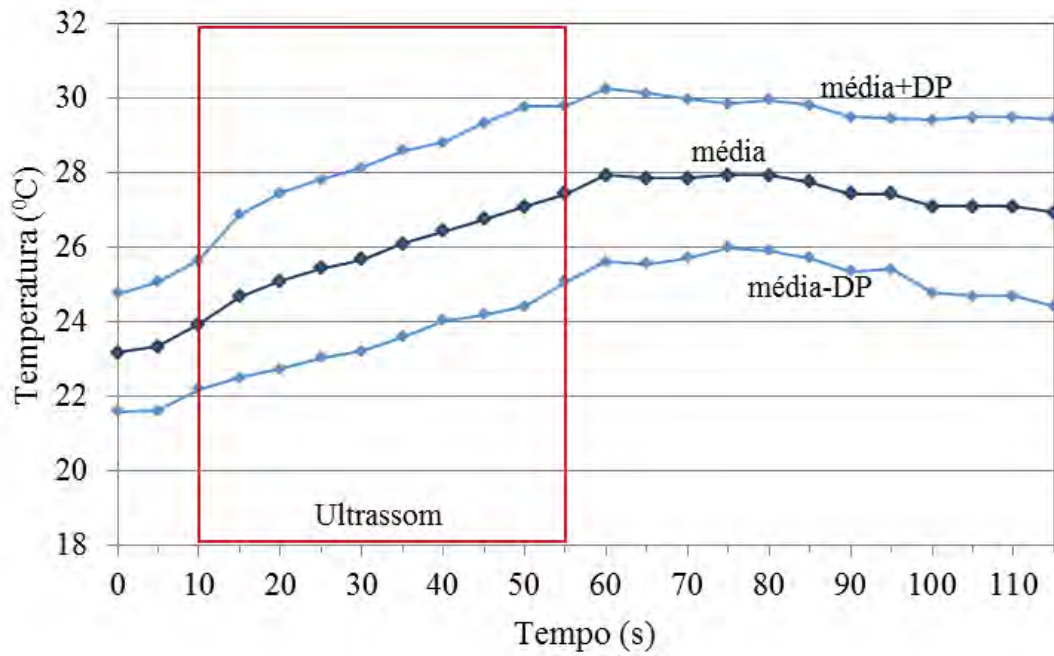


Fig.2

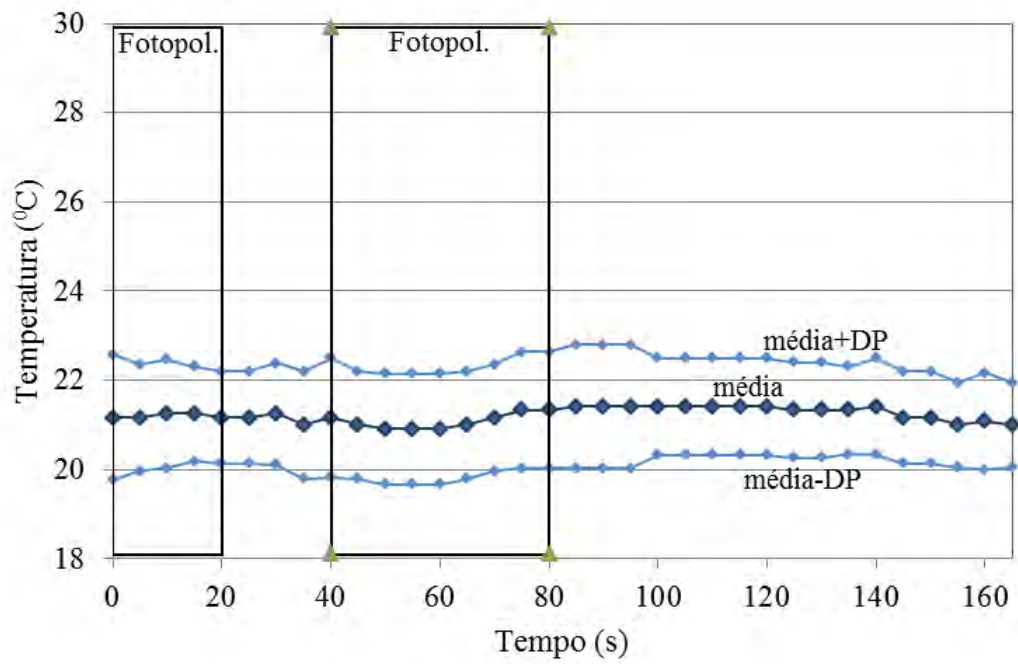


Fig.3

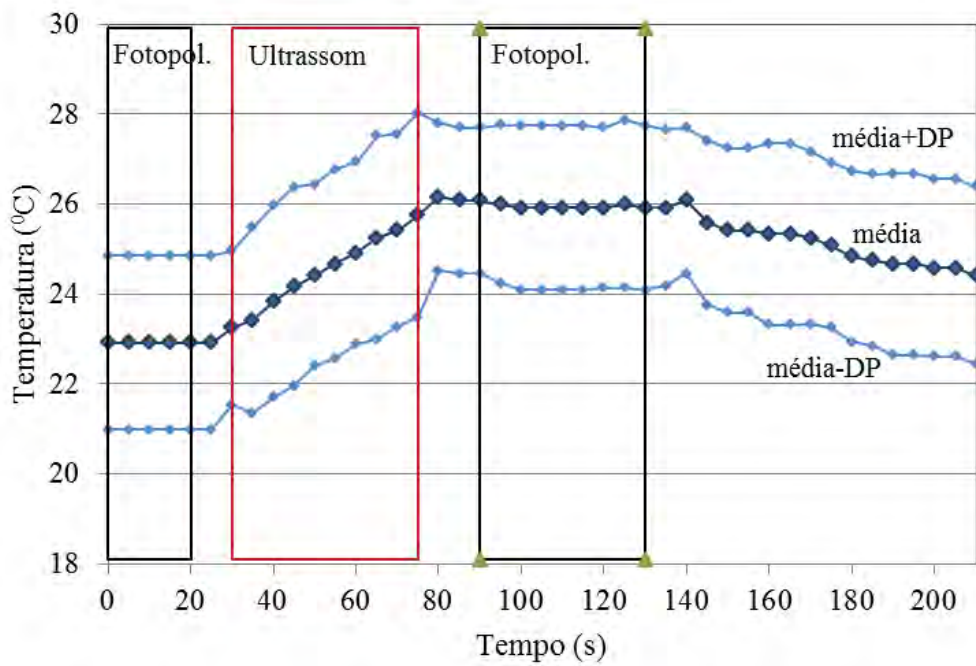


Fig.4

LEGENDAS

Figura 1 – Médias e desvios padrão (DP) de temperatura em função do tempo de experimentação do grupo KC.

Figura 2 – Médias e desvios padrão (DP) de temperatura em função do tempo de experimentação do grupo KU.

Figura 3 – Médias e desvios padrão (DP) de temperatura em função do tempo de experimentação do grupo VC.

Figura 4 – Médias e desvios padrão (DP) de temperatura em função do tempo de experimentação do grupo controle VU.



Considerações Finais

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O CIV é um material em destaque na odontologia atual, pois veio agregar importantes propriedades físicas e mecânicas favoráveis aos elementos dentais. Caracteriza-se por possuir propriedades como a liberação de flúor^{11,27}, biocompatibilidade^{11,27,32}, coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária^{18,27} e adesão ao esmalte e dentina^{20,27,40,44,47}.

Apresentam, porém, lenta reação de presa tornando-o susceptível a sofrer os fenômenos de sinérese e embebição. O acúmulo de bolhas de ar no interior do material durante os processos de manipulação e inserção também são fatores que devem ser levados em consideração⁹. Conseqüentemente a degradação hidrolítica³⁶, resistência à compressão e ao desgaste^{18,38,39}, a difusividade térmica⁷ e o tempo de presa³⁷, podem ser alteradas o que resulta em menor longevidade clínica da restauração. Desta forma, torna-se interessante o desenvolvimento de métodos capazes de melhorar as características mecânicas e físicas do CIV.

Com o intuito de diminuir o tempo de presa inicial e final^{36,38}, o acúmulo de bolhas de ar no interior do material durante seu processo de manipulação e inserção⁹ e a melhora em suas propriedades mecânicas, têm sido utilizada a vibração ultrassônica³⁷. A técnica tem demonstrado que o US promove aceleração no tempo de presa^{37,38}, melhora a dureza superficial do material³⁷, aumenta a adesão ao esmalte e dentina³, a resistência à compressão⁴ e diminui a porosidade final da restauração⁹.

Porém o uso prolongado do US ocasiona elevação da temperatura local, devido à condução e a dissipação das ondas ultrassônicas na forma de calor^{5,25,26}. Este efeito é dependente do protocolo de aplicação do US e das características dos CIV³⁶.

Não há relatos na literatura sobre a alteração de calor interna e superficial de CIV convencionais gerado pela aplicação do US, assim como, não há pesquisas quanto a utilização do US sobre CIV convencionais e modificados por resina e a transmissão do calor gerado pelo US há câmara pulpar. Sabe-se que a elevação da temperatura é o estresse mais severo que pode ser produzido na polpa³².

Avaliar a alteração de calor no CIV e na câmara pulpar gerada pelo US é importante para conhecer os efeitos e limitações da utilização dessa tecnologia.

De acordo com os resultados pode-se concluir que a temperatura interna do CIV convencional (TIU) após 45s de aplicação do US apresentou aumento de 2,7°C. Também houve diferença estatística no tempo de 120s entre os grupos experimentais TIU e TIC onde o último apresentou maior temperatura. A diminuição no número de poros proporcionada pela aplicação do US favorece as características isolantes do material⁹. Quanto à temperatura superficial pode-se verificar que não houve diferença estatística durante e após a aplicação do US sobre o material e a matriz de dente bovino, uma vez que o CIV apresenta características isolantes facilitando a dissipação das ondas ultrassônicas para o meio ambiente.

Quanto a temperatura no interior da câmara pulpar os resultados obtidos neste estudo indicam que a aplicação do US sobre restaurações de CIV convencional e resinoso (em pré-molares por 45s promoveu aumento de temperatura de $0,07^{\circ}\text{C/s}$ e $0,06^{\circ}\text{C/s}$ respectivamente. As espessuras de esmalte e dentina em ambos os grupos não influenciaram na temperatura transmitida à câmara pulpar.

Os resultados obtidos demonstram que a utilização do US, de acordo com o protocolo apresentado, não resulta em danos pulpare, pois a variação de temperatura não ultrapassou $5,5^{\circ}\text{C}$ ⁴⁹.

Assim, torna-se importante o aprofundamento da investigação da aplicação de ondas de ultrassom sobre CIV em busca de melhores resultados clínicos e a correta indicação da técnica, que demonstra ser uma alternativa bastante promissora.



Referências



REFERÊNCIAS

1. Abrams H, Barkmeier W W, Cooley RL. Temperature changes in the pulp chamber produced by ultrasonic instrumentation. *Gen Dent.* 1979; 27: 62-4.
2. Alfredo E, Marchesan MA, Souza-Neto MD, Brugnera-Júnior A, Silva-Souza YTC. Temperature variation at the external root surface during 980-nm diode laser irradiation in the root canal. *J Dent.* 2008; 36: 529-34.
3. Algera TJ, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod.* 2005; 27: 472–76.
4. Arcoria CJ, Butler JR, Wagner MJ, Vitasek BA. Bending strength of Fuji and Ketac glass ionomers after sonication. *J Oral Rehabil.* 1992; 19: 607-13.
5. Budd JC, Gekelman D, White JM. Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonic post removal. *Int Endod J.* 2005; 38: 705-11.
6. Butt BG, Gekelman, White JM. Ultrasonic removal of tooth structure: a histopathologic evaluation of pulpal response in monkeys after ultrasonic cavity preparation. *J Am Dent Assoc.* 1957; 55: 32-6.

7. Brantley WA, Kerby RE. Thermal diffusivity of glass ionomer cement systems. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 61-8.
8. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*. 1995; 15: 71-8.
9. Coldebella CR, Santos-Pinto L, Zuanon ACC. Effect of ultrasonic excitation on the porosity of glass ionomer cement: A scanning electron microscope evaluation. *Microsc Res Tech*. 2011; 74: 54-7.
10. Covey DA, Ewoldsen NO. Porosity in manually and machine mixed resin-modified glass ionomer cements. *Oper Dent*. 2001; 26: 617-23.
11. Davidson CL. Advances in glass ionomer cements. *J. Appl. Oral Sci*. 2006; 14: 3-9.
12. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopy study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983; 50: 101-7.

13. Eriksson AR, Albrektsson T, Grane B, Mcqueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopy description of heat effects. *Int J Oral Surg.* 1982; 11: 115-21.
14. Guiraldo RD, Consani S, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Schneider LF. Thermal variations in the pulp chamber associated with composite insertion techniques and light-curing methods. *J Contemp Dent Pract.* 2009; 10: 17-24
15. Jafarzadeh H, Udoye CI, Kinoshita J. The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *J Endod.* 2008; 34: 1435-40.
16. Jensen JR, Sausen RE. Ultrasonic applications with heavy pressure. *North-West Dent.* 1995; 9: 132-41.
17. Konodas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J.* 2008; 42: 247-52.
18. Kleverlaan C J, Van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dent Mater.* 2004; 20: 45-50.
19. Laird WR, Walmsley AD. Ultrasound in dentistry. Part 1: Biophysical interactions. *J Dent.* 1991; 19: 14-7

20. Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res.* 1992; 71: 1836-41.
21. Linsuwanont P, Palamara AJE, Messer HH. Thermal transfer in extracted incisors during thermal pulp sensitivity testing. *Int Endod J.* 2008; 41: 204-10.
22. Lipski M. Root surface temperature rises in vitro during root canal obturation using hybrid and microseal techniques. *J Endod.* 2005; 31: 297-300.
23. Lipski M. In vitro infrared thermographic assessment of root surface temperatures generated by high-temperature thermoplasticized injectable gutta-percha obturation technique. *J Endod.* 2006; 32: 438-41.
24. Lopes JHP, Guimarães MS, Coldebella CR, Zuanon ACC. Avaliação da aplicação de ondas de ultra-som sobre cimentos de ionômero de vidro: Rugosidade superficial e dureza. *Rev Odontol Bras Central.* 2010; 18: 42-7.
25. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files. *J Endod.* 2008; 34: 1089-92.

26. Madarati AA, Qualtrough AJ, Watts DC. Efficiency of a newly designed ultrasonic unit and tips in reducing temperature rise on root surface during the removal of fractured files. *J Endod.* 2009; 35: 896-99.
27. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994; 25: 587-89.
28. Mitchell CA, Douglas WH. Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. *Biomaterials.* 1997; 18: 1127-31.
29. Mitchell DF, Jensen JR. Preliminary report on the reaction of the dental pulp to cavity preparation using an ultrasonic device. *J Am Dent Assoc.* 1957; 55: 57-62.
30. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomer. *Dent Mater.* 1994; 10: 78-82.
31. Mollica FB, Camargo FP, Zamboni SC, Pereira SM, Teixeira SC, Nogueira L Jr. Pulpal temperature increase with high-speed handpiece, Er:YAG laser and ultrasound tips. *J Appl Oral Sci.* 2008; 16: 209-13.

32. Mjör IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: reactions to restorative materials, tooth restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quintessence Int.* 2002; 33: 35–63.
33. Nomoto R, McCabe JF. Effect of mixing methods on the compressive strength of the glass ionomer cements. *J Dent.* 2001; 29: 205-10.
34. Nomoto R, Komoriyama M, McCabe JF, Hirano S. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater.* 2004; 20: 972-78.
35. Ramsköld LO, Fong CD, Stomberg T. Thermal effects and antibacterial properties of energy level required to sterilize attained root canals with an Nd: YAG laser. *J Endod.* 1997; 23: 96-100.
36. Talal A, Tanner KE, Billington R, Pearson GJ. Effect of ultrasound on the setting characteristics of glass ionomer cements studied by Fourier Transform Infrared Spectroscopy. *J Mater Sci.* 2009; 20: 405-11.
37. Twomey E, Towler MR, Crowley CM, Doyle J, Hampshire S. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements. Part II: setting times and compressive strengths. *J Mater Sci Lett.* 2004; 39: 4631-32.

38. Towler MR, Crowley CM, Hill RG. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cement, Part 1 Postulated Modalities. *J Mater Sci Lett.* 2003; 22: 539-41.
39. Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparasion of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials.* 2001; 22: 1401-06.
40. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J.* 2004; 49: 112-21.
41. Uhl A, Völpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent.* 2006; 34: 298-306.
42. Walmsley AD, Williams AR. Acoustic absorption within human teeth during ultrasonic descaling. *J Dent.* 1986; 14: 2-6.
43. Williams JA, Billington RW. Changes in compressive strength of glass ionomer restorative material with respect to time periods of 24 h to 4 months. *J Oral Rehabil.* 1991; 18: 163-68.

44. Wilson AD. A hard decade`s work: Steps in the invention of the glass-ionomer cement. *J Dent Res.* 1996; 75: 1723-27.
45. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry The glass ionomer cement. *Brit Dent J.* 1972; 132: 133-5.
46. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement a new translucent dental filing material. *J Appl Chem biotechnol.* 1971; 2: 313.
47. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000; 16: 129-38.
48. Zach L, Morrison A, Cohen G. Ultrasonic cavity preparation: histopathologic survey of effects on mature and developing dental tissues. *J Am Dent Assoc.* 1959; 59: 45-55.
49. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19: 515–30.



Anexo

ANEXO

Comitê de Ética e Pesquisa.



Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservado ao autor)
Araraquara, 25 de Janeiro de 2012.
Margareth da Mata