



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

CAROLINE COTES MARINHO

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM NOVO
PROTOCOLO PARA CICLAGEM TÉRMICA DE MATERIAIS
DENTÁRIOS**

2015

CAROLINE COTES MARINHO

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM NOVO PROTOCOLO
PARA CICLAGEM TÉRMICA DE MATERIAIS DENTÁRIOS**

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

Orientador: Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara
Co-orientador: Prof. Dra. Fabíola Pessoa Pereira Leite

São José dos Campos

2015

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpura (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Dra. Vanessa da Cruz Macedo

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Flávia Zardo Trindade

Faculdade de Odontologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de Araraquara

Profa. Ass. Josete Barbosa Cruz Meira

Faculdade de Odontologia
Universidade de São Paulo - USP

São José dos Campos, 6 de fevereiro de 2015.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **ADRIANA APARECIDA COTES MARINHO E GILSON SILVA MARINHO**. Por entenderem a minha ausência, suportarem a saudade, e sempre prezarem pela minha educação.

Aos meus tios, **ANDRÉA APARECIDA ALVES COTES TAVARES** e **LOURENÇO TAVARES**, por sempre acreditar nos meus sonhos, transformando-o em seus próprios sonhos.

À minha avó, **ANA ALVES COTES**. O maior amor da minha vida!

Ao meu avô, **ONOFRE GAMA COTES** (*in memoriam*). Sua ausência deixa uma lacuna irreparável em nosso dia a dia. Imagino o quanto deve estar orgulhoso por mais esta vitória!

Ao **LUCAS XIMENES ARBACHE**, por todo amor, carinho, compreensão, paciência e apoio nestes últimos três anos.

Amo muito vocês. Obrigada por tudo.

AGRADECIMENTOS

“Não há no mundo exagero mais belo que a gratidão.”

Jean de la Bruyere

Aos meus pais **ADRIANA APARECIDA COTES MARINHO** e **GILSON SILVA MARINHO**, meus tios **ANDRÉA APARECIDA ALVES COTES TAVARES** e **LOURENÇO TAVARES**, meus avós **ONOFRE GAMA COTES** e **ANA ALVES COTES** e meu irmão **BRUNO COTES MARINHO**. Sem o estímulo, carinho, apoio e exemplo de vocês, nada faria sentido. Amo muito vocês! Obrigada por estarem sempre presentes e por serem sempre meu apoio incondicional.

Obrigada **POLLYANNA**, **LATIF** e **LÍVIA ARBACHE**, por me adotarem. Não tenho palavras para agradecer tudo de bom que já fazem por mim há algum tempo. Por amenizarem a dor da distância da minha própria família. Amo muito vocês.

Ao **LUCAS XIMENES ARBACHE**. Obrigada por estar ao meu lado em todos os momentos. Com você aprendi a não ser mais sozinha... Obrigada por me ensinar a contar com você, por toda paciência e dedicação, toda espera e cada final de semana ou madrugada de sono que você perdeu porque eu precisava fazer gráficos, montar aula, escrever artigo, estudar, descer na estrada, ensaiar o inglês... Por me incentivar a ser melhor e por acreditar em mim quando eu não achava que não seria capaz. Por me dar força e soluções, por ser meu porto seguro e minha paz. Amo muito você!

Ao meu orientador professor **ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPARA**. Orientador não só na vida profissional, mas na vida pessoal também. Obrigada por ser um pai e um amigo, um exemplo de caráter e

ética. Por todas as oportunidades, e por poder conviver com o senhor durante estes cinco anos. E à **CAROL BACCI**, pelo carinho e pela amizade. Por tantos momentos divertidos. Obrigada por tudo!

À minha co-orientadora professora **FABÍOLA PESSOA PEREIRA LEITE**, por ter acreditado em mim, pelas orientações, apoio e amizade. Se não fosse por você, nada disso teria começado. Muito obrigada!

Aos tios **RENE, ANTONIO, SANDRA, JUNIOR, FÁTIMA, SAMIR**, e ao **THALES, ANNA LUIZA, SAMIA e ISABELA**. Família que me acolheu e tornou tudo mais leve e divertido. Obrigada por tudo!

A amiga **MARIA DE FÁTIMA MIRANDA**. Por toda confiança e apoio. Por fazer tantas coisas por mim como se fosse minha mãe... Você tem sido muito importante para minha formação!

Aos Professores da disciplina de Materiais Dentários e Prótese Total, **ESTEVÃO TOMOMITSU KIMPORA. TARCISIO JOSE DE ARRUDA PAES JUNIOR, ALEXANDRE LUIZ SOUTO BORGES, RUBENS NISIE TANGO, GUILHERME DE SIQUEIRA FERREIRA ANZALONI SAAVEDRA e PAULA CAROLINA DE PAIVA KOMORI**.

À **VANESSA CRUZ MACEDO** e a **FLÁVIA ZARDO TRINDADE**, grandes profissionais e amigas! Vocês me receberam desde quando cheguei em São José dos Campos e nunca me deixaram sozinha... Me ensinaram muito da parte de pesquisa e foram meu apoio durante estes 5 anos... Ter vocês como banca da minha defesa é um misto de orgulho com amor. Nunca quero ficar muito longe de vocês!

Aos professores da banca: professor **SÉRGIO EDUARDO DE PAIVA GONÇALVES** e professora **JOSETE BARBOSA CRUZ MEIRA**, por aceitarem de prontidão o meu convite para melhorar este trabalho. Admiro muito o trabalho de vocês, e me sinto honrada de tê-los participando deste momento tão especial para mim.

Aos **PROFESSORES E ALUNOS DE PÓS GRADUAÇÃO** do Laboratório De Montagem Estrutural De Aeronaves (**LAME**) do Instituto

Tecnológico De Aeronáutica (ITA), pelo auxílio na fase inicial do trabalho, indicando o uso do sensor utilizado neste trabalho.

Á **ANELYSE ARATA** e ao **RODRIGO FURTADO DE CARVALHO**, grandes amigos em quem eu sempre posso confiar e companheiros de vários trabalhos.

Á **VIVIANE FIGUEIREDO E LAURA LEPESQUER**. Grandes amigas que descobri no final do curso, que mesmo distantes estão sempre presentes e prontas para me ajudar... Amigas de muitos momentos de descontração e de nervosismo também.

Á **LIGIA TIAKI**. Pelos almoços, conversas, amizade... Companheira de muitos ensaios de microtração... Obrigada por tudo!

Ás minha orientadinhos **NATÁLIA ROSSI, GABRIELA CARREGA e TABATA PRADO**. Além de gostar muito de vocês, aprendi muito com vocês também... Obrigada pela confiança!

Á **NEIDE**, por cuidar de mim.

Aos meus amigos de sempre e os de faculdade... Apesar da distância sempre me acompanham e se fazem presentes.

Aos amigos da pós-graduação, que direta ou indiretamente contribuíram de alguma forma para o meu crescimento pessoal e profissional. Pelos abraços nos momentos difíceis e cafés diários.

Ao **MARCOS NICODEMO**. Por sempre cuidar de todos nós com tanto carinho e atenção.

A **THAIS CACHUTÉ**. Pela confecção das imagens em microscópio eletrônico de varredura e por todos os ensinamentos.

Aos técnicos do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelos ensinamentos e paciência.

Á **ELIANE WENZEL**, por toda doçura dispensada no cotidiano, somada à boa vontade, e pela disponibilidade incondicional em colaborar com todos nós.

Ao **CARLOS GUEDES**, pela paciência e solicitude.

A toda equipe da empresa **BIOPDI**, por me atenderem de prontidão e me receberem com muita boa vontade, disponibilizando a cicladora térmica de três banhos para utilização neste trabalho.

Aos professores **ROGÉRIO NEGRI** e **TARCÍSIO PAES-JUNIOR**, pela importante contribuição no Exame Geral de Qualificação deste trabalho.

Ao professor **IVAN BALDUCCI**, pelos “cafés com estatística” que muito me ensinaram. E pelo seu empenho ímpar para me ajudar na análise dos dados de temperatura deste trabalho.

A Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” UNESP, na pessoa de seu Diretor, Professor **CARLOS AUGUSTO PAVANELLI**.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – **CAPES**, pelo apoio financeiro concedido, por meio de bolsa, durante o mestrado e parte do doutorado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – **FAPESP**, pelo auxílio financeiro concedido para a realização deste trabalho (Processo 2012/20089-3). Este auxílio me possibilitou além da compra dos materiais, a melhora meu currículo, o aprimoramento de meus conhecimentos e a apresentação este trabalho em eventos nacionais e internacionais onde pude discutí-lo com renomados professores da área.

A Secretaria da Seção de Pós-Graduação, por toda a paciência e disponibilidade incondicional para resolver qualquer problema ou prestar assistência.

Ao Professor **MARCO ANTONIO BOTTINO**, responsável pela Especialidade de Prótese Dentária do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pela Professora **MARCIA VALERA** e a todos os professores do programa de pós-graduação por terem contribuído na minha formação.

À **FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE VALENÇA** por ter me acolhido, aos alunos que me permitirem exercer a profissão que escolhi e aos amigos da disciplina **PATRÍCIA PEGORARO** e **ROGÉRIO NATAL** por todo incentivo e companheirismo.

*E principalmente, um grande agradecimento especial aos **VOLUNTÁRIOS** deste trabalho, que se esforçaram para participar da pesquisa e colaboraram muito, sendo sempre muito disciplinados em ambas as fases do trabalho. Vocês foram essenciais para obtenção dos resultados. MUITO OBRIGADA!*

*“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu,
mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo
que todo mundo vê.”*

Arthur Schopenhauer

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	12
LISTA DE QUADROS E TABELAS	14
RESUMO	15
ABSTRACT	16
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1 Variação térmica exógena e avaliação da temperatura bucal	20
2.2 Os protocolos de ciclagem térmica utilizados na Odontologia ...	34
2.3 A ciclagem térmica e suas consequências na resistência de união entre cerâmica felspática e cimento resinoso	39
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODOS	44
4.1 Delineamento experimental	44
4.2 Submissão ao Comitê de Ética em Pesquisa	46
4.3 Mensuração da variação térmica bucal	46
4.3.1 Seleção dos voluntários	46
4.3.2 Confeção do dispositivo intrabucal	47
4.3.3 Mensuração da variação térmica	48
4.3.4 Análise dos dados de variação de temperatura	51
4.3.5 Avaliação da influência dos diferentes envelhecimentos na resistência de união entre cerâmica e cimento	51
4.3.6 Confeção dos blocos cerâmicos	52
4.3.7 Tratamento de superfície e cimentação	53
4.3.8 Preparo das fatias	55
4.3.9 Protocolos de envelhecimento das fatias	56
4.3.10 Teste de resistência de união	58

4.3.11 Análise do modo de falha.....	59
4.3.12 Análise estatística	60
5 RESULTADOS	63
5.1 Mensuração da variação térmica bucal	63
5.2 Avaliação da influência dos diferentes protocolos de ciclagem na resistência de união entre cerâmica e cimento	75
5.2.1 Teste de resistência de união	75
5.2.2 Análise do modo de falha.....	78
6 DISCUSSÃO.....	80
7 CONCLUSÃO.....	88
8 REFERÊNCIAS	89
APÊNDICES	101
ANEXOS	107

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama do estudo.	45
Figura 2 - Modelos de gesso e aparelho removível.	47
Figura 3 - Sensor de temperatura iButton.	48
Figura 4 - Dispositivo para leitura do sensor.	49
Figura 5 - Gráfico fornecido pelo programa do sensor.	50
Figura 6 - Tabela transferida pelo software do sensor.	50
Figura 7 - Corte dos Blocos em cortadeira de precisão.	52
Figura 8 - Blocos confeccionados para o estudo.	52
Figura 9 – Aplicação de ácido fluorídrico.	53
Figura 10 - Aplicação do silano.	54
Figura 11 – Cimentação dos blocos.	55
Figura 12 - Sequência de confecção das fatias.	56
Figura 13 - Fatias posicionadas no aparelho removível.	58
Figura 14 - Obtenção dos palitos.	58
Figura 15 - Ensaio de microtração.	59
Figura 16 - Teste de poder da amostra.	61
Figura 17 - Padrão de temperatura do Paciente 1, no primeiro dia.	66
Figura 18 - Padrão de temperatura do Paciente 1, no segundo dia.	66
Figura 19 - Padrão de temperatura do Paciente 1, no terceiro dia.	67
Figura 20 - Padrão de temperatura do Paciente 2, no primeiro dia.	67

Figura 21 - Padrão de temperatura do Paciente 2, no segundo dia.....	68
Figura 22 - Padrão de temperatura do Paciente 2, no terceiro dia.	68
Figura 23 - Padrão de temperatura do Paciente 3, no primeiro dia.	69
Figura 24 - Padrão de temperatura do Paciente 3, no segundo dia.....	69
Figura 25 - Padrão de temperatura do Paciente 3, no terceiro dia.	70
Figura 26 - Padrão de temperatura do Paciente 4, no primeiro dia.	70
Figura 27 - Padrão de temperatura do Paciente 4, no segundo dia.....	71
Figura 28 - Padrão de temperatura do Paciente 4, no terceiro dia.	71
Figura 29 - Padrão de temperatura do Paciente 5, no primeiro dia.	72
Figura 30 - Padrão de temperatura do Paciente 5, no segundo dia.....	72
Figura 31 - Padrão de temperatura do Paciente 5, no terceiro dia.	73
Figura 32 - Padrão de temperatura do Paciente 6, no primeiro dia.	73
Figura 33 - Padrão de temperatura do Paciente 6, no segundo dia.....	74
Figura 34 - Padrão de temperatura do Paciente 6, no terceiro dia.	74
Figura 35 - Curva normal dos valores resíduos.	76
Figura 36 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos.....	76
Figura 37- Gráfico do Box-plot.	77
Figura 38 - Modos de falha dos palitos na interface de união.....	79

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Temperaturas bucais encontradas.....	31
Quadro 2 - Protocolos de ciclagem térmica nos estudos 2014	34
Tabela 1 - Temperaturas médias, máximas e mínimas.....	63
Tabela 2 - Média da quantidade de picos de variação de temperatura ...	64
Tabela 3 - Média diária do tempo de duração dos picos em segundos ...	65
Tabela 4 - Média (\pm desvio padrão) dos valores da resistência de união .	75
Tabela 5 - ANOVA um fator para os dados obtidos	77
Tabela 6 - Resultados do Teste de Tukey.	78
Tabela 7 - Número de palitos testados	78

Marinho CC. Desenvolvimento e validação de um novo protocolo para ciclagem térmica de materiais dentários [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2015.

RESUMO

Este trabalho teve como objetivos: avaliar a variação térmica que ocorre em ambiente bucal para prever a quantidade e duração das variações de temperatura por dia, a temperatura máxima e mínima encontrada na cavidade oral e sugerir um novo protocolo de ciclagem térmica baseado nestas informações; e comparar os resultados de resistência de união após várias formas de envelhecimento. Para tal, foi instalado um sensor térmico wireless no palato de um aparelho parcial removível de seis voluntários, e estes foram monitorados durante três dias para desenvolvimento de um novo protocolo de ciclagem térmica. Após esta etapa, 40 blocos de cerâmica feldspática foram cimentados entre si (N=20), divididos em cinco grupos (n=4) e cortados em fatias. As fatias foram submetidas aos seguintes tipos de envelhecimento: C, teste imediato (sem envelhecimento); A, armazenagem em água por 30 dias; E, protocolo de ciclagem térmica experimental desenvolvido neste estudo; CIB, ciclagem intra-bucal; e ISO, protocolo de ciclagem térmica estabelecido pela norma ISO 11405 (2003). As fatias foram cortadas em palitos, os quais foram submetidos ao teste de microtração. A análise de falha foi realizada com o auxílio de um estereomicroscópio. A temperatura máxima encontrada foi de 47,59 °C, a mínima foi de 13,11 °C. A média de temperatura diária manteve-se entre 34 °C e 36 °C. A média de variação de temperatura por dia foi de 5,3 vezes, com duração média de 183 s. Os grupos A, CIB, E apresentaram valores de resistência de união estatisticamente menor que o grupo C (p-valor=0,0002), sendo semelhantes entre si. O grupo ISO foi semelhante aos grupos C e CIB. O modo de falha mais encontrado para todos os grupos foi do tipo mista. Conclui-se que ocorrem em média 6 variações térmicas por dia, com duração de 180 segundos. O protocolo de ciclagem térmica sugerido pela ISO não foi capaz de reduzir a resistência de união. A ciclagem experimental utilizada no E, de 180 ciclos térmicos de temperatura com variação de temperatura de 50 °C e 10 °C durante 180 segundos, e com banhos intermediários de 36 °C foi capaz de acelerar o processo de degradação da união entre cerâmica e cimento ocorrido durante a armazenagem em água por 30 dias.

Palavras-chave: Cerâmica. Materiais dentários. Alterações na temperatura corporal. Resistência à Tração.

Marinho CC. Development and validation of a new protocol for thermocycling of dental materials [doctorate]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2015.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the thermal variation that occurs in the oral environment; predicted the number of thermal cycles and temperature variation which occurs during certain time periods and compared the results of the bond strength of ceramic and luting agent after different aging protocols. For this purpose, six volunteers used a removable device with wireless thermal sensor and they were monitored for three days, to develop a new thermal cycling protocol. After this step, 40 feldspathic ceramic blocks were cemented together with a resin luting agent (N = 20), divided into five groups (n = 4) and cut into slices. Aging of the slices were: C, immediate test (without aging); A, storage in water for 30 days; E, thermal cycling experimental protocol developed in this study; CIB, storage of the slices in mouth for 30 days; and ISO, thermal cycling protocol established by ISO 11405 (2003). The slices were cut into sticks for microtensile test. The failure analysis were performed in a stereomicroscope. Maximum temperature observed was 47.59 °C, the lowest temperature was 13.11 °C. The average daily temperature is between 34 °C and 36 °C. The average temperature change per day was 5.3 times, with an average duration of 183 s. A, CIB, and E groups showed strength values statistically lower than C group (p-value = 0.0002), and they were similar among them. The ISO group was similar to the groups C and IB. The failure type most commonly found for all groups was mixed mode. It concluded that occurs daily 6 temperature variations, with duration of 180 seconds. The ISO thermocycling protocol did not reduce the bond strength. The experimental cycling used in E, 180 thermal cycles with a temperature range of 50 °C and 10 °C for 180 seconds each and 36 °C intermediate baths was able to accelerate the degradation process of bond between ceramic and cement that occurred during storage in water for 30 days.

Keywords: Ceramics. Dental materials. Body temperature changes. Tensile strength.

1 INTRODUÇÃO

Os estudos *in vitro* são amplamente utilizados, uma vez que são capazes de simular situações que ocorrem clinicamente e predizem o sucesso de um material a longo prazo, para que o cirurgião dentista possa se beneficiar destas informações e escolher o material com o melhor desempenho. Quando as restaurações são cimentadas ou confeccionadas clinicamente, ficam expostas a condições adversas, como a variação térmica, aplicação de cargas e alterações de pH. Busca-se nas pesquisas odontológicas laboratoriais aproximar-se cada vez mais das situações clínicas, para obtenção de resultados fidedignos a esta realidade. A forma mais comum de simulação do ambiente bucal é a realização de ciclagem: térmica ou mecânica.

A ciclagem térmica tem sido empregada em pesquisas odontológicas desde 1952, com o estudo de Nelsen et al. (1952). Observou-se neste trabalho que o dente restaurado quando aquecido “produzia um exsudato”, que se originava das margens da restauração.

O objetivo da ciclagem térmica é criar um estresse mecânico na interface entre dois materiais devido a diferenças na contração e expansão destes (Palmer et al., 1992; Youngson, Barclay, 2000), quando submetidos a resfriamento e aquecimento alternado (Palmer et al., 1992). Estes estresses podem romper a união existente (Palmer et al., 1992), e por isto são muito utilizados em testes de tração e cisalhamento em materiais odontológicos (Gale, Darvell, 1999).

Atualmente, nos últimos cinco anos, encontram-se por volta de 395 artigos indexados no PUBMED, que testaram materiais odontológicos e utilizaram a ciclagem térmica (quando utiliza-se na busca as palavras-chaves: "thermocycling" e "dentistry"). Estes autores avaliaram

a resistência de união entre cerâmicas e agentes cimentantes (Klosa et al., 2009; Ozcan et al., 2009; Aboushelib, 2011; Akyil et al., 2011; Attia, 2011; Kim et al., 2011; Passos et al., 2011; Souza et al., 2011; Silva et al., 2012; Amaral et al., 2014), a adesão entre resinas e dentina (Ulker et al., 2010; Sampaio et al., 2011), a microinfiltração de restaurações (Aboushelib et al., 2012; Memarpour et al., 2014), a resistência a flexão (Souza et al., 2010; Stewardson et al., 2010; Stawarczyk et al., 2011), a dureza (Souza et al., 2010; Stawarczyk et al., 2011), e a rugosidade (Stawarczyk et al., 2011) de materiais odontológicos.

Porém, nenhum trabalho que utiliza a ciclagem térmica tem qualquer justificativa aparente de padrões *in vivo* para as temperaturas, os números de ciclos e os intervalos de tempo entre os ciclos utilizados (Gale, Darvell, 1999). Muitas das vezes, a escolha das temperaturas tem sido arbitrárias para a realização da ciclagem térmica (Palmer et al., 1992; Gale, Darvell, 1999) e nenhum estudo se baseia na norma ISO 11405 (2003), que estabelece que devem ser realizados 500 ciclos térmicos, com banhos de pelo menos 20 s em temperaturas de 5 °C e 55 °C, com intervalos de 5 s a 10 s.

Uma variedade de altas e baixas temperaturas tem sido empregada nos estudos, mas a grande maioria se baseia ainda na variação de temperatura (5 °C e 55 °C) relatada por Nelsen et al. (1952) (Palmer et al., 1992). Estas temperaturas bucais, de 5 °C e de 55 °C, não foram registradas em nenhum voluntário em um outro estudo (Ernst et al., 2004). É importante que a variação de temperatura utilizada para a termociclagem seja apropriada, e reflita as temperaturas que realmente existam intraoralmente. A utilização de temperaturas muito extremas poderia superestressar o material e levar a conclusões errôneas de que este tem desempenho insatisfatório. Isto resultaria na não utilização de um material pela comunidade odontológica, sendo que, na verdade, este material tem um bom desempenho perante as variações de temperatura encontradas

oralmente (Palmer et al., 1992; Ernst et al., 2004; Schmid-Schwap et al., 2011).

Além disso, a duração da exposição a estas temperaturas também são variáveis e não são representativas do ocorre *in vivo* (Youngson, Barclay, 2000). Como não existem estudos sobre a frequência dos ciclos, estima-se que cada ciclo ocorra entre 20 e 50 vezes no dia, e que 10.000 ciclos representem um ano (Gale, Darvell, 1999). Adicionalmente, sugere-se que ao ingerir uma refeição, a cavidade bucal passa por 30 ciclos térmicos (Michailescu et al., 1995).

Desta forma, nenhum estudo documentou o número de ciclos térmicos *in vivo* por unidade de tempo, havendo a necessidade de uma busca mais aprofundada (Gale, Darvell, 1999; Schmid-Schwap et al., 2011; Morresi et al., 2014) e a criação de um protocolo que deveria ser seguido, com padrões semelhantes de variações de temperaturas que ocorrem *in vivo* (Youngson, Barclay, 2000), simulando melhor o meio intraoral (Tian et al., 2014).

Por isto, e diante das controvérsias expostas, o objetivo deste estudo foi monitorar *in vivo* a variação de temperatura bucal, desenvolvendo e avaliando um novo protocolo de ciclagem térmica. Este protocolo poderá orientar a comunidade acadêmica odontológica e padronizar os estudos que utilizam este tipo de envelhecimento.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão de literatura foi dividida em três seções, onde a primeira trata do histórico de avaliação da temperatura bucal focado na ingestão de bebidas e alimentos, a segunda mostra os protocolos de envelhecimento utilizados por estudos recentes de Odontologia, e a terceira discute os efeitos da termociclagem nos resultados de resistência de união entre cerâmica feldspática e cimento resinoso e, especificamente, nos resultados do teste de microtração.

2.1 Variação térmica exógena e avaliação da temperatura bucal

Muitos estudos relataram as variações da temperatura bucal relacionadas com enfermidades e sempre relacionando-a com a temperatura corpórea. Nesta revisão serão focados somente os trabalhos que avaliaram a variação térmica bucal após a utilização de estímulos exógenos, como ingestão de alimentos e bebidas.

A temperatura bucal é questão de dúvidas desde 1948. Brim, Candler (1948) avaliaram a temperatura bucal de 50 indivíduos, quando tomavam café e chá quente, limonada e água gelada, mascaravam chicletes ou fumavam cigarro. Para as bebidas quentes, a temperatura da maioria dos voluntários retornou a temperatura inicial após 10 min. Já para as bebidas geladas, a temperatura voltou ao normal para a maioria dos voluntários entre 5 e 10 min. O ato de fumar alterou a temperatura bucal de forma significativa, mas mascar chiclete não levou a alterações.

Em relação a ciclagem térmica de materiais odontológicos propriamente dita, o primeiro relato que se tem na literatura sobre a mensuração da temperatura bucal é de 1952. Neste estudo, Nelsen et al. (1952) discutiram a influência do coeficiente de expansão térmica no uso clínico dos materiais dentários. Para isto, um dente anterior extraído teve sua cavidade preenchida com resina acrílica e foi imerso em água gelada por 30 s. Após sua remoção, foi seco e limpo e levado em microscópio, onde foi possível verificar que havia a formação de um “exsudato” na margem da restauração. As restaurações de amálgama, guta percha, ouro e cimento de silicato apresentaram o mesmo “exsudato”, inclusive quando foram confeccionadas por outros dentistas. Para determinar o grau de penetração nas margens das restaurações de resina acrílica, um corante fluorescente solúvel em água foi colocado na parede pulpar e as cavidades de Classe V foram restauradas. Após armazenagem em água em temperatura ambiente por algumas horas, os dentes foram submetidos a 10 ciclos de imersão em água gelada e aquecimento na temperatura corporal. As amostras foram secas e visualizadas com luz ultravioleta, onde foi possível observar o brilho do corante emergindo nas margens. Três voluntários participaram do estudo. Em cavidades Classe III, termopares foram instalados na parede pulpar, e recobertas com resina acrílica. Quando os voluntários beberam refrigerante a 4 °C, a temperatura mensurada pelos termopares chegou a 4 °C também. Já quando foi ingerido café a 60 °C, a temperatura máxima foi de 52 °C. A explicação encontrada pelos autores foi que já existia um espaço entre a resina acrílica e o dente, devido a própria contração de polimerização e quando a resina é resfriada após a presa, sua contração aumenta, levando a um maior espaço entre o dente e a resina acrílica, e penetração de fluidos. Quando a resina é aquecida, ela expande e esses fluidos tendem a sair do espaço formado. Os mesmos testes realizados com dentes extraídos foram feitos com dentes vitais, porém devido a luz utilizada e a dificuldade para visualizar as margens das restaurações *in vivo*, não foi observada a

formação de “exsudato” quando dentes com restaurações de resina, amálgama, cimento de silicato ou ouro foram aquecidas. Foi concluído que independente do material existente naquela época, as mudanças de temperatura no dente e na restauração levam a formação de exsudato, devido a infiltração marginal causada pelas diferenças no coeficiente de expansão térmica. Esta infiltração seria a justificativa para ocorrência de cáries nas margens das restaurações.

Além de avaliar a temperatura na parede pulpar, quando tem-se um aumento da temperatura na superfície de dentes e restaurações, Plant et al. (1974) também avaliaram a variação de temperatura que o dente era exposto quando alguns tipos de materiais eram inseridos na cavidade. Três testes diferentes foram realizados. O primeiro consistiu em determinar a temperatura máxima suportada para ingestão, no qual seis voluntários foram instruídos a beber café com temperatura inicial de 100 °C somente quando sentissem segurança e o termopar foi instalado no copo de café. Em seguida, no espaço protético inferior de um dos voluntários, foi instalado um dispositivo com o termopar e solicitou-se que o mesmo ingerisse o café a 100 °C quando se sentisse à vontade, e depois que mantivesse o café na boca por alguns momentos antes de engolir. O terceiro teste foi *in vitro*, e constituiu-se da análise da temperatura intrapulpar de um dente extraído quando alguns materiais eram inseridos na cavidade. Todos os voluntários consideraram a temperatura do café confortável para ingestão entre 50 °C e 55 °C. Quando o café era ingerido a esta temperatura, a temperatura mensurada no interior da boca foi de 47 °C. A variação de temperatura durante a inserção dos materiais testados foi de 0 a 4 °C.

Assim como Nelsen et al. (1952), Tibbetts et al. (1976) avaliaram a transmissão de calor pelos materiais restauradores. Uma medida relacionada a transmissão de calor é a difusividade térmica. A difusividade térmica tem considerável interesse em aplicações onde materiais são expostos a altas temperaturas por um intervalo de tempo tão

curto que o equilíbrio térmico sequer é atingido (choque térmico). Fisicamente a difusividade térmica é uma medida da rapidez com a qual o calor se propaga através de um material (Santos, 2005).

A difusividade térmica do amálgama e das bases forradoras foram comparadas *in vitro* e *in vivo* por Tibbetts et al. (1976). Em um modelo experimental que consistia de disco de dentina, base e amálgama foram inseridos termopares. Depois, em dente molar extraído, foram posicionados dois termopares na parede pulpar, sendo um recoberto por uma base forradora, em seguida, o mesmo foi restaurado com amálgama e sobre esta foi posicionado um terceiro termopar. Por último, o mesmo teste foi realizado em seis dentes isolados *in vivo*, com três pacientes. O desafio térmico consistiu na aplicação de água a 55 °C e gelo por 15 s cada nos dois modelos experimentais, sempre aguardando o reestabelecimento da temperatura inicial para início da aplicação da água. Por último, *in vivo*, após a remoção do isolamento absoluto, o voluntário ingeriu sorvete e bebidas quentes e frias. A variação de temperatura bucal foi de 20 °C quando era aplicada água quente, e 30 °C com água fria. Geralmente, a mudança de temperatura chegou na base do amálgama em menos de 5 s. Quando os pacientes ingeriram sorvete, a temperatura na superfície do amálgama mudou 10 °C e chegou na base em menos de 3 s e levou em torno de 5 a 6 min para voltar a temperatura inicial. O mesmo foi observado para a ingestão de chocolate quente.

A parede pulpar também foi uma das regiões de escolha de Harper et al. (1980) para instalação de termopares. Em um mesmo paciente, foram preparadas cavidades Classe V nos incisivos superiores, e sobre três termopares foram aplicados amálgama, resina composta ou cimento de silicato. Banhos com água com gelo a 0 °C e água quente a 54 °C foram aplicados sobre as restaurações por 10 s cada. Como a aplicação dos banhos foi feita com isolamento absoluto, as temperaturas iniciais variaram de 31,5 a 36 °C. A transferência de calor foi maior para o amálgama do que para os outros materiais, devido ao alto coeficiente de

difusão térmica, e a espessura da base utilizada sob a restauração influenciou nos valores da temperatura. Na parede pulpar, foi encontrada uma queda de temperatura de aproximadamente 28 °C e 8 °C para amálgama e resina, respectivamente. Já o aumento de temperatura foi de 20 °C para o amálgama e 10 °C para a resina.

O estudo de Spierings et al. (1987) seguiu analisando a difusividade térmica dos materiais restauradores em um modelo experimental por análise de elemento finito e por análise *in vivo*. O desafio térmico consistiu de ingestão de líquido a 0 °C e a 60 °C, com análise de termopares situados na superfície palatina e na superfície interna de pontes fixas. Na superfície palatina, a temperatura máxima foi de 50,5 °C e a mínima foi de 13,4 °C, e a média inicial de 35,2 °C. Já na abordagem teórica, as temperaturas calculadas foram de 46,4 °C e 18,9 °C.

Os estudos citados anteriormente, se preocuparam sempre com o calor que era levado até a parede pulpar quando se confeccionavam restaurações na maioria das vezes com materiais metálicos, utilizando ou não bases forradoras. Estes estudos não focaram especificamente na superfície externa dos dentes ou da restauração, mas foram importantes para incorporação dos conceitos de ciclagem térmica no envelhecimento de materiais, tornando-se importante avaliar também até que temperatura os alimentos ou as bebidas são ingeridos confortavelmente e sem causar injúrias na cavidade bucal. Este limiar de temperatura é abstrato, uma vez que cada indivíduo pode possuir sua tolerância individual

A temperatura confortável para ingestão do café é entre 50 °C e 55 °C, segundo (Plant et al., 1974). Porém, os 22 voluntários do estudo de Longman, Pearson (1987) consideraram confortável a ingestão de café com temperatura entre 55 °C e 60 °C. Além desta análise, termopares foram instalados de incisivo central ao primeiro molar, nas superfícies oclusais, vestibulares e palatinas da arcada superior de quatro voluntários. Após 3 min da inserção, os voluntários ingeriram 10 mL de água em 6 diferentes temperaturas: 0; 12,5; 25; 37,5 e 65 °C. Em todo experimento

era aguardado o retorno da temperatura bucal antes de iniciar a outra ingestão. Em seguida, um voluntário repetiu o mesmo teste ingerindo 25 mL de água. A temperatura média bucal em repouso foi maior para a superfície oclusal do molar (34,6 °C) em relação a superfície vestibular do incisivo central (33,1 °C), e foi onde ocorreu as mudanças maiores de temperatura durante a ingestão do líquido, seguido das superfícies palatinas dos caninos e do primeiro pré-molar. A temperatura após a ingestão dos líquidos se alterava rapidamente, sempre nos primeiros 5 s, e depois voltava ao normal mais lentamente. Por fim, este estudo sugere que o protocolo utilizado para ciclagem térmica seja de banho de 2 s a 5 °C, seguido de banho de 10 s em 34 °C, e banho de 5 s a 65 °C, uma vez que este protocolo representa melhor o que ocorre clinicamente.

A temperatura bucal volta ao seu estado normal em aproximadamente 15 min ingestão de líquidos (Terndrup et al., 1989). No trabalho de Terndrup et al. (1989), 22 voluntários beberam 180 mL de água a 0 °C e a temperatura bucal e timpânica foi medida por 1,5, 3, 5, 7, 9, 11, 13 e 15 min após a ingestão. Após 30 min, os voluntários ingeriram água a 46 °C e o mesmo processo de mensuração da temperatura foi realizado com um eletrodo digital posicionado em baixo da língua. Os pacientes também foram monitorados após fumarem. Imediatamente após a ingestão da água, a temperatura bucal mudou em torno de 1 °C, e o efeito da mudança para água quente durou em torno de sete min.

Mair (1989) testou sete diferentes amostras de resina composta para avaliar o efeito da ciclagem térmica, o efeito das temperaturas extremas no material e as mudanças de temperatura na superfície de resinas no ambiente intra-oral. Blocos foram ciclados em nitrato de prata, em água e foram avaliados sem ciclagem. Os banhos da ciclagem térmica eram de 2,25 min a 60 °C e a 6 °C. As amostras foram cicladas por 1.000, 5.000, 10.000 e 50.000 ciclos (14, 21, 42 e 90 dias respectivamente) e depois foram inseridas em nitrato de prata por 42 dias. Outras amostras foram confeccionadas e mantidas a 60 °C, 6 °C e

temperatura ambiente em nitrato de prata por 14, 21, 42 e 90 dias. A temperatura do material foi monitorada por termopares inseridos na superfície e no interior da amostra. Por último, termopares foram instalados na superfície oclusal de uma coroa temporária em um pré-molar. O voluntário ingeriu sopa quente, sanduíche de queijo quente, sorvete e depois novamente sanduíche de queijo quente. Quando as amostras foram cicladas em nitrato de prata, houve uma maior profundidade de penetração do mesmo. O armazenamento da amostra em banho quente também resultou em uma maior profundidade de penetração em comparação com o banho frio. As temperaturas na superfície do material foram semelhantes do interior, porém em uma taxa de mudança menos rápida. Na avaliação da temperatura do compósito em boca, embora a temperatura do sanduíche estivesse 90 °C, a temperatura no compósito não chegou a 55 °C, mas em contato com o sorvete a temperatura chegou a 4 °C. Por outro lado, a sopa não alterou a temperatura da superfície.

Diferente de Mair (1989), que concluiu que líquidos não levam a grandes variações de temperatura, Palmer et al. (1992) encontrou variações de temperatura significativas após ingestão de água a 90 °C. Neste estudo, a temperatura da superfície externa de dentes foi avaliada, já que nesta região a mudança de temperatura é mais drástica, e é onde inicia a infiltração da restauração. Sob esta justificativa, o objetivo do estudo foi determinar a temperatura mais alta e mais baixa encontrada na superfície dentária após a ingestão de substâncias muito frias e muito quentes. A temperatura foi medida em 10 mulheres e três homens, que deveriam ter pelo menos um dente íntegro. A temperatura foi monitorada com um termômetro digital. O fio condutor foi posicionado na fossa central do molar, e o sensor na face ocluso-mesial do primeiro molar inferior. Os voluntários foram instruídos a beber água a 90 °C quando sentissem que a temperatura da água estivesse confortável para a ingestão, o que ocorria geralmente quando a temperatura da mesma chegava a 60 °C. Quando confortáveis, a água foi ingerida durante um minuto para que fossem feitas

as gravações. Os voluntários também morderam com os molares um cubo de gelo por 2 minutos. A temperatura máxima observada foi em média 58,5 °C na região dos incisivos e 53,1 °C na região dos molares, já a média da temperatura mínima calculada foi de 1 °C. Por fim, os autores sugerem uma variação de temperatura de 0 °C a 67 °C para termociclagem.

Contraopondo-se a Longman, Pearson (1987) e Palmer et al. (1992), Michalesco et al. (1995) sugerem uma variação de temperatura menos extremas (17 °C e 47 °C) com banho intermediário de 37 °C para a termociclagem. Este resultado foi obtido a partir da mensuração da temperatura bucal de três voluntários, durante a refeição, na face vestibular e na base de uma restauração de amalgama e no interior de um canal dentário. Cada voluntário foi submetido a um tipo específico de análise, porém as refeições não foram totalmente padronizadas. Foi verificado que após a queda de temperatura, a mesma volta para a temperatura corporal após 3 minutos na base da restauração. Já na superfície da restauração a temperatura caiu a menores valores que na base quando houve contato direto do cubo de gelo com o termopar neste estudo. A restauração ganha calor numa taxa mais lenta do que perde, devido a ação dos tecidos adjacentes. A elevação da temperatura é rápida, mas o retorno para temperatura corporal é mais devagar. Os autores sugerem que ocorrem aproximadamente 30 ciclos de temperatura durante uma refeição. A elevação da temperatura é rápida, mas o retorno para temperatura corporal é mais lenta.

Depois da mudança rápida de temperatura causada por algum estímulo, segundo Airoidi et al. (1997), a temperatura leva de 10 a 15 min para recuperar seu valor inicial. Além disto, a alteração da temperatura bucal varia de acordo com área mensurada. Foram instalados sensores na superfície arcada superior e inferior de um voluntário, que ingeriu chá quente (60 °C) e água gelada (5 °C) de três formas: em um único gole espontâneo; em alguns goles; e em um gole com a intenção de manter por mais tempo o líquido na boca. As maiores variações de temperatura

foram encontradas para a região interincisal superior. No palato, a variação de temperatura sempre foi um pouco menor que para as regiões vestibulares dos arcos inferiores e superiores.

Nenhum trabalho encontrou o número de ciclos térmicos por unidade de tempo *in vivo* e isto necessita de maiores estudos. Com base na revisão de literatura de Gale, Darvell (1999), nenhum protocolo relevante de termociclagem pôde ser estabelecido. O tempo de cada banho também é arbitrário, porém o choque térmico intenso entre as temperaturas extremas não ocorre *in vivo*. O número de ciclos continua indeterminado até então, e requer uma estimação formal. Quando ainda prevalece a ausência desta estimação, os autores sugerem que devem ocorrer de 10 a 50 ciclos por dia e que 10.000 ciclos corresponderiam a um ano de utilização clínica. Foram analisados os relatos de observações de temperaturas encontradas na cavidade bucal *in vivo*. Embora os pacientes conseguissem beber líquidos com temperaturas de 0 °C e 60 °C, a temperatura mensurada na região dos dentes não chega a estes valores, não justificando então a utilização destas temperaturas para ciclagem. Em 1999, dos 130 estudos que utilizaram a ciclagem térmica, a temperatura mínima variou de 0 a 36 °C e a máxima de 40 a 100 °C. A temperatura intermediária foi utilizada em 27 estudos. O número de ciclos variou de 1 a 1.000.000 e o tempo de intervalo variou de 4 s a 20 min. O banho na temperatura intermediária deveria durar mais que nas temperaturas extremas, na tentativa de se simular o que é esperado ocorrer na cavidade bucal. Para os autores, é muito difícil entender as escolhas dos protocolos e as justificativas nos estudos para tal são raras. Tensões excessivas poderiam condenar materiais que podem apresentar desempenho adequado na prática. Justificar a utilização de um critério que simula o pior cenário não é coerente, pois não atende o propósito de se ter um padrão mínimo aceitável de desempenho do material, e invalida o objetivo de se utilizar a termociclagem para prever o desempenho clínico. Embora as

temperaturas extremas podem ser encontradas *in vivo*, elas não devem sempre ser consideradas como representativas ou típicas.

Segundo Moore et al. (1999), a variação de temperatura bucal pode ser influenciada pela raça. A diferença de variação de temperatura intrabucal entre duas raças foi avaliada por 24 h de duas áreas da arcada superior, na região do incisivo central e do primeiro pré-molar e tentaram correlacionar a temperatura destas áreas com a temperatura ambiente. Homens asiáticos (13 voluntários) e caucasianos (7 voluntários) usaram um dispositivo na arcada superior e termopares em região extra oral para mensurar a temperatura do ambiente a cada 5 s. Os extremos de temperatura encontrados foram 5,6 °C e 58,5 °C na região dos incisivos. A temperatura do ambiente não foi considerada um fator importante na variação de temperatura intrabucal. O grupo asiático teve maiores temperaturas que o grupo caucasiano.

Muito se discute sobre as variações de temperatura intraoral, pois elas acabando regendo os parâmetros para a termociclagem. O objetivo da termociclagem é criar estresses mecânicos na interface entre dois materiais pela diferença na expansão e contração dos diferentes substratos, alternando aquecimento e resfriamento. Estes estresses podem romper qualquer adesão que foi adquirida previamente. Uma variedade de altas e baixas temperaturas tem sido empregadas nos estudos. Tempos em banhos em temperaturas extremas são geralmente utilizados, embora estes tempos não estejam relacionados à duração das flutuações funcionais de temperatura. Se a termociclagem é considerada um estresse clinicamente relevante, então um protocolo deve ser seguido que seja perto do que ocorre na cavidade bucal.

Youngson, Barclay (2000) mediram a temperatura em um voluntário, em todos os dentes superiores e inferiores, nas faces vestibulares e linguais, enquanto o mesmo ingeria café a 72 °C e suco de laranja a 6 °C. Foi verificado que a temperatura máxima foi encontrada na região lingual dos incisivos centrais inferiores (68 °C) e a mínima foi

encontrada na região lingual do incisivos centrais superiores (15,4 °C) . A normalização da temperatura ocorreu por volta de 30 s. Como as variações de temperatura ocorrem na superfície, a difusibilidade do material pode afetar sua contração e expansão em diferentes profundidades e tempos. Os líquidos levam a uma maior alteração da temperatura bucal e a quantidade de goles vai influenciar na mudança da temperatura bucal. A utilização de termopares e uso de placa para mensuração podem alterar os padrões de deglutição, e conseqüentemente a temperatura mensurada. Para os autores, o protocolo mais indicado seria: 65 °C por 5 s, 45 °C por 25 s, 35 °C por 30 s, 10 °C por 5 s, 25 °C por 25 s e 35 °C por 30 s, pois só a utilização dos extremos de temperatura utilizados pela literatura não condizem com que é encontrado *in vivo*.

Seguindo a mesma linha de raciocínio, Ernst et al. (2004) concluíram que a variação de temperatura de 5 a 55 °C parece superestressar a superfície dentária. O objetivo do estudo foi determinar a temperatura criada no espaço interproximal dos dentes *in vivo* em alguns pacientes em várias condições de temperatura. Foi solicitado que 15 pacientes que bebessem chá quente e água gelada, porém que só o fizessem quando se sentissem seguros, para evitar queimaduras. A média de temperatura bucal foi de 45 °C para a temperatura máxima e 24 °C para a mínima. A temperatura média foi de 35,2 °C, e segundo os autores, os extremos de temperatura variam 10 °C aproximadamente deste valor, o que é geralmente a temperatura que não provoca dor nos dentes. A temperatura média sempre foi maior na mandíbula do que na maxila.

As temperaturas bucais relatadas na literatura, de acordo com o número de voluntários, região mensurada e estímulo utilizado estão resumidas no Quadro 1.

Como pode ser observado, existem poucos estudos que relatam a variação de temperatura *in vivo*, e ainda, muitos resultados permanecem ignorados pela comunidade científica.

Quadro 1 – Temperaturas bucais encontradas, de acordo com autores, número de voluntários, região mensurada e estímulo utilizado.

(continua)

Autor	Nº de voluntários	Região mensurada	Temperatura média (°C)	Temperatura do estímulo quente (°C)	Temperatura máxima (°C)	Temperatura do estímulo frio (°C)	Temperatura mínima (°C)
Nelsen et al. (1952)	3	Cavidades classe III restauradas com resina acrílica	Não informado	60 (café)	52	4 (refrigerante)	4
Tibbetts et al. (1976)	3	Oclusal de molares restaurados com amálgama	35	Não informado (chocolate quente)	45	Não informado (sorvete)	25
Harper et al. (1980)	1	Parede pulpar de Classe V de restauração de amalgama, resina e cimento de dissilicato	31,5 – 35	54 (água)	54	0 (água)	7
Spierings et al. (1987)	2	Superfície externa palatina de pântico	35,2	60 (água)	50,5	0 (água)	13,4
Longman, Pearson (1987)	4	Superfícies oclusais, vestibulares e palatinas da arcada superior de incisivos centrais a pré-molares	33,1 – 34,6	65 (água)	65	0 (água)	5

(continuação)

Autor	Nº de voluntários	Região mensurada	Temperatura média (°C)	Temperatura do estímulo quente (°C)	Temperatura máxima (°C)	Temperatura do estímulo frio (°C)	Temperatura mínima (°C)
Mair (1989)	1	Superfície oclusal de restauração de resina com	Não informado	Não informado (sopa quente e sanduíche de queijo)	55	Não informado (sorvete)	6
Terndrup et al. (1989)	22	Abaixo da língua	36,4	46 (água)	35,3	0 (água)	37,4
Palmer et al. (1992)	13	Face ocluso-mesial do primeiro molar inferior	Não informado	90 (água)	58,5	0 (gelo)	1
Michailescu et al. (1995)	1	Face oclusal e base de uma restauração de amálgama	35,5	Não informado (batata, carne, café, cigarro)	48,4	Não informado (tomate, refrigerante, gelo)	4,3
Airoldi et al. (1997)	1	Palato	Não informado	60 (café)	54,2	5 (água)	11,04
		Vestibular dos dentes superiores			57,4		7,1
		Vestibular dos dentes inferiores			53,5		10,6

(conclusão)

Autor	Nº de voluntários	Região mensurada	Temperatura média (°C)	Temperatura do estímulo quente (°C)	Temperatura máxima (°C)	Temperatura do estímulo frio (°C)	Temperatura mínima (°C)
Moore et al. (1999)	20	Incisivo central superior (vestibular)	33,6 – 35,8	Não informado	58,5	Não informado	5,6
		Pré-molar superior (vestibular)	34,6 – 36,2		54		7,9
Youngson, Barclay (2000)	1	Facés vestibulares e linguais de todos os dentes	Não informado	72 (café)	68	6 (suco de laranja)	15,4
Ernst et al. (2004)	15	14 espaços interproximais da maxila e mandíbula	35,2	85 (chá)	52,8	0 (água)	13,9

2.2 Os protocolos de ciclagem térmica utilizados na Odontologia

Com a utilização da termociclagem, a longevidade da dos materiais pode ser prevista *in vitro* (Chan et al., 1985). Inserir os materiais em água quente e em água fria resulta em estresse na interface entre dente e restauração. É importante que este procedimento seja realizado com temperaturas similares à da condição intrabucal (Michailescu et al., 1995). No Quadro 2 foram destacados os estudos observados no PUBMED, do ano de 2014, relacionados à Odontologia e que utilizaram a termociclagem e qual protocolo foi adotado. Os estudos foram encontrados por meio da busca com as palavras-chaves “dentistry” e “thermocycling”.

Quadro 2 - Protocolos de ciclagem térmica nos estudos de 2014 relacionados a Odontologia

(continua)

Autor	Variável do estudo	Ciclos	Temperatura	Tempo de banho	Conclusão*
(Gumus et al., 2014)	Força de destorção de implantes após contaminação	1.500	5/55 °C	60 s	
(Kulunk et al., 2014)	Tratamento de superfície e termociclagem na resistência de união (cisalhamento) entre ligas de cobalto cromo e resina acrílica	6.000	5/55 °C	30 s	A termociclagem reduziu os valores de resistência de união para alguns tipos de tratamento de superfície
(Veli et al., 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre braquetes e resinas composta	5.000	5/55 °C	30 s	
(Orsi et al., 2014)	Tipos de cimento e resistência a tração de coroas metálicas	500	5/55 °C	?	
(Sawani et al., 2014)	Microinfiltração em restaurações Classe II com diferentes materiais de base	500	5/37/55 °C	30 s com intervalo de 15 s	

(continuação)

Autor	Variável do estudo	Ciclos	Temperatura	Tempo de banho	Conclusão*
(Memarpour et al., 2014)	Microinfiltração em molares após aplicação de selantes	1.000	5/55 °C	30 s com intervalo de 20 s	
(Gungor et al., 2014)	Microinfiltração Classe II com diferentes bases, adesivos	1.000	5/55 °C	15 s com intervalo de 30 s	
(Lokhande et al., 2014)	Microinfiltração em restaurações e base com resina flow	25	5/55 °C	?	
(Tanimoto et al., 2014)	Resistência a flexão de novos fios ortodônticos	600 e 1.200	5/55 °C	60 s com intervalo de 5 s	As termociclagens não afetaram a resistência a flexão
(Alaghemand et al., 2014)	Microinfiltração em Classe V de inlays cerâmicas	500	5/55 °C	20 s com intervalo de 10 s	
(Bankoglu Gungor et al., 2014)	Resistência a flexão biaxial e transformação de fase após 3 envelhecimento de Y-TZP	10.000	5/55 °C	30 s	A termociclagem não influenciou a resistência mecânica nem a transformação de fase
(Shafiei et al., 2014)	Resistência a fratura de pré-molares restaurados com resinas de silorano ou metacrilato	1.000	5/55 °C	30 s	
(Wieckiewicz et al., 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre resina e lâmina plástica para placa de bruxismo	1.000 e 3.000	5/55 °C	27 s com intervalo de 15 s	Após 3.000 ciclos houve diferença de resistência no grupo de resina fotoativada e a lâmina plástica
(Uhrenbacher et al., 2014)	Resistência a tração de coroas de poliéter-éter-cetona após vários tratamentos de superfície	5.000	5/55 °C	20 s	

(continuação)

Autor	Variável do estudo	Ciclos	Temperatura	Tempo de banho	Conclusão*
(Thulasidas et al., 2014)	Resistência a fratura de pilares de zircônia com várias angulações	10.000	5/50 °C	30 s com intervalo de 10 s	A termociclagem foi associada ao envelhecimento em autoclave, mas não houve influência na resistência a fratura
(Cobanoglu et al., 2014)	Microinfiltração de Classe V de resina utilizando dois tipos de adesivos	1.000	5/55 °C	15 s	
(Biria et al., 2014)	Resistência de união (microcisalhamento) entre dente e dois tipos de selantes	500	5/55 °C	5 s	
(Ryu et al., 2014)	Resistência de união (microcisalhamento) entre braquetes e liga de ouro	1.000	5/55 °C	20 s	Não houve diferença entre grupos termociclados e não envelhecidos
(Acar et al., 2014)	Resistência de união (microtração) entre cimento resinoso autoadesivo e dentina	1.000 (foi ciclado o bloco)	5/55 °C	20 s com intervalo de 10 s	
(Landayan et al., 2014)	Resistência ao rasgamento e citotoxicidade de materiais reembasadores de prótese	1.000 e 3.000	5/55 °C	30 s com intervalo de 6 s	Dos 4 reembasadores testados, somente um apresentou queda na resistência após a termociclagem
(Goiato et al., 2014)	Estabilidade de cor de quatro resinas acrílicas após imersão em enxaguatórios e bebidas	5.000	5/55 °C	30 s	
(Wagner et al., 2014)	Resistência de união (microtração) entre dentina e resina	5.000 (foi ciclado o bloco)	5/55 °C	30 s com intervalo de 7 s	Não houve diferença entre grupos termociclados e não envelhecidos

(continuação)

Autor	Variável do estudo	Ciclos	Temperatura	Tempo de banho	Conclusão*
(Goiato <i>et al.</i> , 2014)	Dureza de quatro resinas acrílicas após imersão em enxaguatórios e bebidas	5.000	5/55 °C	30 s	
(dos Santos <i>et al.</i> , 2014)	Microinfiltração em materiais restauradores provisórios em dentes decíduos	500	5/55 °C	30 s	
(Davari, Sadeghi, 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre fragmentos dentais recolados	1.500	5/55 °C	30 s	
(Oba <i>et al.</i> , 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre zircônia e cimento resinoso	10.000	5/55 °C	60 s	A resistência de união reduziu em todos os grupos termociclados
(Alavi <i>et al.</i> , 2014)	Propriedades nanomecânicas de esmalte após tratamento de superfície	500	5/55 °C	?	
(Tai <i>et al.</i> , 2014)	Microdureza de um nanocompósito	6.000	5/55 °C	30 s	
(Catelan <i>et al.</i> , 2014)	Microinfiltração de restauração de resina composta com dentina	1.000	5/55 °C	60 s e intervalo de 5 s	
(Amaral <i>et al.</i> , 2014)	Resistência a tração de zircônia com cimento resinoso	2.500	5/55 °C	30 s	
(Al Jabbari <i>et al.</i> , 2014)	Resistência de união (cisalhamento) de braquetes e restaurações provisórias	500	5/55 °C	30 s	A resistência de união caiu após a termociclagem
(Galafassi <i>et al.</i> , 2014)	Resistência de união (microtração) entre dentina e resina	12.000 e 24.000	5/55 °C	?	A resistência de união não foi influenciada pela termociclagem
(Akin <i>et al.</i> , 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre esmalte e braquete	10.000	5/55 °C	30 s	

(continuação)

Autor	Variável do estudo	Ciclos	Temperatura	Tempo de banho	Conclusão*
(Kallio et al., 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre resina fotopolimerizável e polímero	12.000	5/55 °C	60 s e intervalo de 2 s	A resistência de união foi influenciada pela termociclagem
(Wieckiewicz et al., 2014)	Módulo de elasticidade da poliamida-12 e de PMMA para base de próteses totais	1.000, 3.000 e 7.000	5/55 °C	27 s e intervalo de 15 s	O módulo de elasticidade foi maior para o grupo controle que para as amostras termocicladadas
(Bitter et al., 2014)	Resistência de união (push-out) entre pino de fibra e dentina	10.000	5/55 °C	?	A resistência de união não foi influenciada pela termociclagem
(Zandparsa et al., 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre dentina e zircônia	500	5/55 °C	15 s	
(Alavi et al., 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre braquete e esmalte	500	5/55 °C	30 s e intervalo de 10 s	
(Rached-Junior et al., 2014)	Resistência de união (push-out) entre materiais seladores e dentina	3.500	5/55 °C	30 s e intervalo de 2 s	
(Rosentritt et al., 2014)	Resistência a união (cisalhamento) de poliéter-éter-cetona e resina	12.000	5/55 °C	120 s	A termociclagem levou ao aumento da resistência de união
(Klosa et al., 2014)	Resistência de união (tração) entre zircônia e cimento resinoso	37.500	5/55 °C	30 s	
(Ilie et al., 2014)	Resistência de união (cisalhamento) entre resina e dentina	5.000	5/55 °C	30 s com intervalo de 5 s	
(Nejatidanesh et al., 2014)	Resistência a tração de restaurações sobre pilar protético	5.000	5/55 °C	30 s	

(conclusão)

Autor	Variável do estudo	Ciclos	Temperatura	Tempo de banho	Conclusão*
(Campos et al., 2014)	Adaptação marginal de resinas em Classe II	600	5/50 °C	120 s	
(de Oliveira et al., 2014)	Rugosidade superficial de resina composta	20.000	5/55 °C	30 s	

* Conclusão quando a variável do estudo foi a termociclagem.

? Não informado pelo autor

Diante do exposto, pode-se verificar que existe uma tendência para a utilização da temperatura de 5 e de 55 °C, sem banho intermediário e por banhos de 30 s. Porém, quanto ao número de ciclos não existe nenhum padrão definido. De qualquer forma, a escolha destes protocolos não segue nenhuma justificativa plausível para tal.

Recentemente, Morresi et al. (2014) destacaram que os protocolos de ciclagem térmica são escolhidos simplesmente por conveniência e que ainda existe a necessidade de se desenvolver um protocolo padronizado e confiável, para guiar os estudos.

2.3 A ciclagem térmica e suas consequências na resistência de união entre cerâmica feldspática e cimento resinoso

A união entre a cerâmica e o cimento resinoso são expostas ao ambiente complexo da cavidade oral. Esta adesão pode ser influenciada por uma série de fatores extrínsecos tais como mudanças de temperatura, saliva, ingestão de alimentos e bebidas, força de mordida e outros hábitos. Consequentemente, os testes laboratoriais devem simular estas variáveis para permitir o desenvolvimento de materiais e tratamentos de superfície melhores e capazes de proporcionar uma longa duração do material no meio intraoral (Tian et al., 2014). Uma forma comum de se envelhecer os materiais para testes de resistência de união é o

armazenamento das amostras por até 3 meses em água em temperatura ambiente ou a 37 °C (Mair L, Padipatvuthikulb, 2010).

A ciclagem térmica é comum em testes de microinfiltração e resistência de união para materiais dentários (Gale, Darvell, 1999), pois leva a falhas devido a transição da temperatura entre os componentes unidos. Em 1985, já se utilizava a termociclagem nos testes de resistência de união, na tentativa de fragilizar a interface. O teste mais comum era o de cisalhamento, e visava-se estudar a união da dentina com diversos adesivos e resinas que começam a surgir no mercado (Chan et al., 1985). A termociclagem com 500 ciclos entre 5 e 45 °C em água destilada foi comparada com armazenagem em água por 24 h a um ano para testar a resistência de união entre diversos tipos de resina e dentina. Embora não tenham sido encontradas diferenças estatísticas entre os grupos armazenados em água por um ano e o grupo submetido a ciclagem, os autores encorajaram os pesquisadores a realizarem a ciclagem térmica antes de testes de resistência de união, com maior quantidade de ciclos, para predizer a longevidade do material.

As cerâmicas também começavam a ser utilizadas nesta época, e hoje tem-se diversos estudos que vão abordar sua resistência de união aos agentes cimentantes e discutir os tratamentos de superfície para melhora desta união (Mair L, Padipatvuthikulb, 2010). Os estudos relatados a seguir, buscaram além de testar tratamentos de superfície convencionais e inovadores, comparar o efeito da ciclagem térmica na adesão entre cimentos e cerâmicas vítreas.

Yoshida et al. (2007) optaram por um regime de ciclagem mais longo do que o utilizado por Chan et al. (1985). O objetivo do trabalho foi testar a adesão entre quatro tipos de cerâmicas (VITA mark II, ProCad, GN-1 e GNCeram) e cimento resinoso. As amostras, antes do teste de cisalhamento, foram cicladas por 20.000 ciclos, com banhos de 4 °C e 60 °C por 1 min cada. A ciclagem térmica só alterou os valores de resistência de união para a cerâmica GN-1 (Yoshida et al., 2007). Outro estudo

também relatou redução da resistência de união entre esta cerâmica e uma resina composta, no teste de cisalhamento, com 2.000 ciclos térmicos de banhos de 4 °C e 60 °C por 1 min cada (Chen et al., 2010).

Peumans et al. (2007) avaliaram o efeito de diferentes quantidades de ciclos térmicos na resistência de união entre uma cerâmica (GN-1) e quatro tipos de cimentos. Foram realizados 0, 10.000, 20.000 e 40.000 ciclos térmicos nos blocos cimentados 24 h após a cimentação. Os ciclos consistiam de banhos de 5 °C e 55 °C por 30 s cada. Então, os blocos foram cortados em palitos em forma de ampulheta com área adesiva de 1 mm². Para o cimento Variolink II, a termociclagem não alterou os valores de resistência de união, já para os cimentos Linkmax, Panavia F e RelyX Unicem, após 10.000 ciclos houve uma grande queda nos valores de adesão. O número de falhas adesivas foi maior nos grupos com menores valores de resistência de união.

A realização de 12.000 ciclos térmicos de 5 °C a 55 °C (30 s cada) também não causaram alteração na adesão entre uma cerâmica feldspática e cimento Variolink II, mesmo quando a ciclagem foi realizada em palitos (Brentel et al., 2007; Passos et al., 2008; Vanderlei et al., 2013). Nos grupos onde foi realizado o tratamento de superfície convencional para este tipo de cerâmica (com utilização de ácido fluorídrico e silano), a adesão não foi fragilizada após a ciclagem térmica (Brentel et al., 2007; Passos et al., 2008).

A mudança brusca de temperatura resulta em choque térmico e rápida mudança dimensional na superfície de resinas compostas, que levam a formação de microtrincas e degeneração da camada mais superficial do material (Mair LH, 1989). O mesmo fenômeno pode ser observado no cimento resinoso. Por isto, a termociclagem pode afetar a durabilidade da adesão entre materiais, mas é necessário que se tenha um protocolo padronizado que determine o número de ciclos que a interface começa a se degradar (Amaral et al., 2007). Porém, atualmente, ainda não está bem definido se a ciclagem térmica tem algum efeito na união entre

cerâmica/resina e mais estudos para esclarecer este assunto são necessários (Tian et al., 2014).

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram:

a) Fazer uma análise exploratória da variação térmica que ocorre em ambiente bucal para:

- prever a quantidade e duração de variações de temperatura por dia,
- prever a temperatura máxima e mínima encontrada na cavidade oral,
- sugerir um novo protocolo de ciclagem térmica baseado nestas informações.

b) Por meio do teste de resistência de união entre cerâmica e cimento, comparar o efeito do protocolo sugerido com:

- nenhum tipo de envelhecimento,
- armazenagem em água por 30 dias;
- armazenagem em ambiente bucal por 30 dias;
- protocolo de ciclagem estabelecido pela norma ISO 11405 (2003).

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

Este estudo se dividiu em duas etapas, sendo a primeira constituída pela mensuração da variação da temperatura bucal. Após a avaliação dos padrões de variação de temperatura, um protocolo foi proposto, e seus efeitos foram avaliados por meio da comparação dos resultados de resistência de união entre cerâmica e cimento envelhecidos de diferentes formas, inclusive envelhecido na cavidade bucal. O delineamento do estudo pode ser visto na Figura 1.

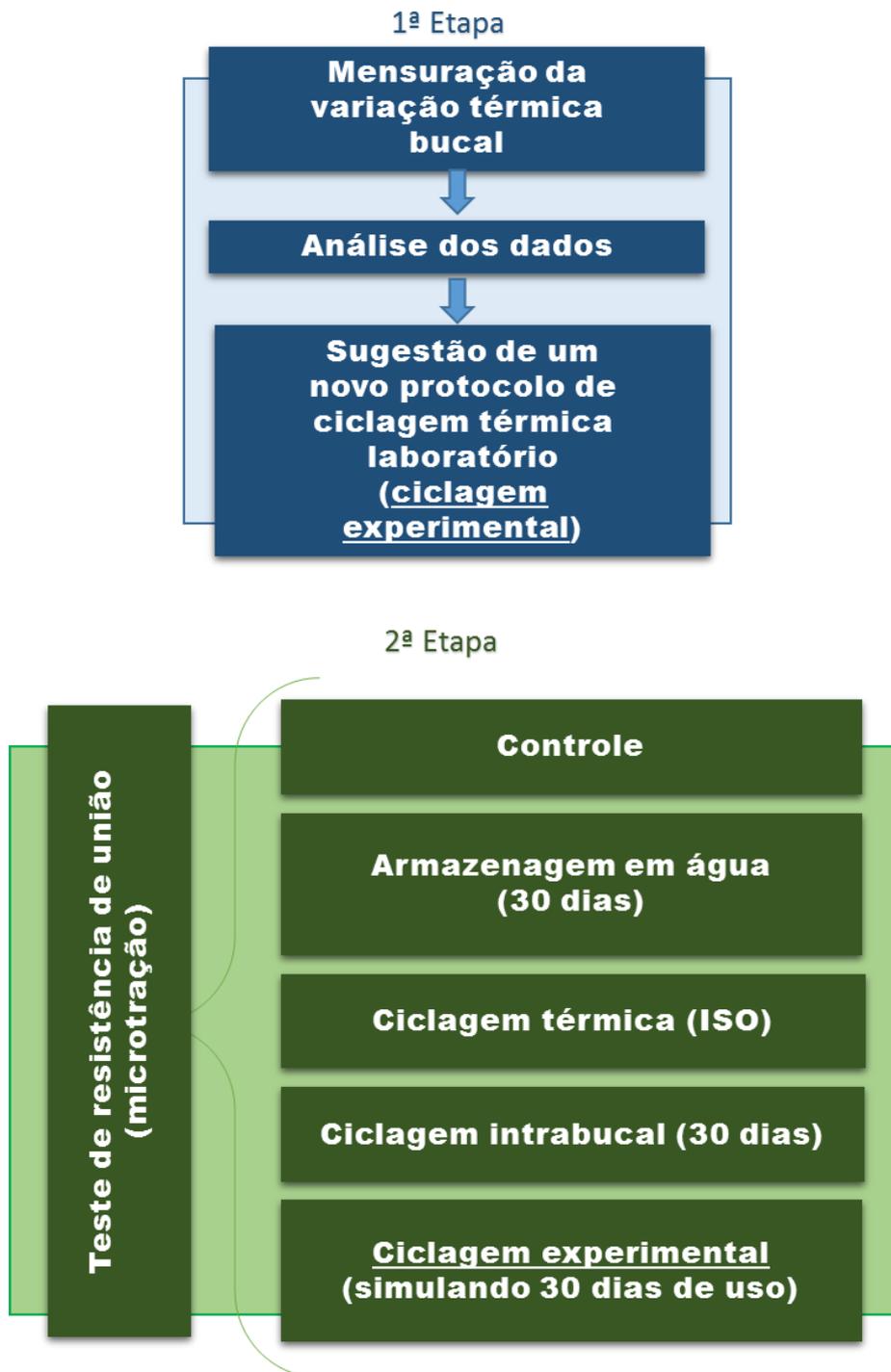


Figura 1 - Diagrama do estudo.

4.2 Submissão ao Comitê de Ética em Pesquisa

O estudo em questão foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos sendo aprovado em 28/02/2013 (Parecer número 208.404, ANEXO A).

4.3 Mensuração da variação térmica bucal

4.3.1 Seleção dos voluntários

Seis voluntários foram selecionados, profissionais da área da saúde (odontologia), sendo três de cada sexo, alunos do Curso de Graduação em Odontologia e do programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP. Os critérios de inclusão foram: ausência de doenças sistêmicas, adequado padrão de higiene bucal e disponibilidade para utilização do aparelho. Os critérios de exclusão foram: estado febril, ingestão de antipiréticos durante a duração do estudo, doença periodontal e tabagismo. Os voluntários foram informados sobre a pesquisa por meio do resumo do projeto, discussão de possíveis dúvidas e foram questionados sobre a vontade e disposição de participar da pesquisa. Todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido e receberam folheto explicativo (Apêndices A, B e C), um kit com pasta, escova de dentes e enxaguatório bucal para utilizarem durante o período do estudo.

4.3.2 Confeção do dispositivo intrabucal

As arcadas superiores e inferiores dos voluntários foram moldadas com material de moldagem alginato (Hydrogum, Zhermack, Badia Polesine, Italy) com moldeiras de estoque do tipo Vernes. Modelos de gesso tipo IV (Durone IV, Denstply, Rio de Janeiro, Brasil) foram obtidos para a confecção de um dispositivo bucal personalizado de resina acrílica ativada quimicamente (JET, Art. Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, Brasil). Este dispositivo foi composto por um arco de Hawley anterior, dois grampos de retenção de cada lado, e recobrimento parcial do palato. Na região do palato foi realizada uma cavidade na resina acrílica para posicionamento inicial do sensor iButton (Maxim Integrated Products, Inc., Sunnyvale, United States). A face oclusal permaneceu descoberta para melhor conforto dos voluntários (Figura 2) no tocante a relacionamento oclusal.



Figura 2 - Modelos de gesso e aparelho removível com sensor posicionado no palato.

4.3.3 Mensuração da variação térmica

Na região do palato, a cavidade confeccionada foi preenchida pelo sensor iButton 1922L (Maxim Integrated, San Jose, USA), com largura de 5,89 mm, diâmetro de 16,25 mm e peso de 3,3 g (Figura 3). O sensor tem precisão de $\pm 0,5$ °C e consegue mensurar 8192 registros de temperaturas entre -40 °C a 85 °C. O sensor foi programado com o auxílio do software OneWireViewer (Maxim Integrated, San Jose, USA). Através software foi possível estabelecer os parâmetros de mensuração da temperatura. A leitura das informações foi realizada por meio da utilização de um cabo USB específico, capaz de transferir as informações para o computador (Figura 4).

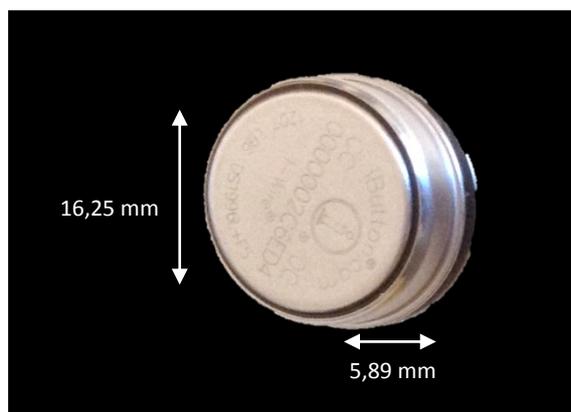


Figura 3 - Sensor de temperatura iButton.



Figura 4 - Dispositivo para leitura do sensor. A) Parte do dispositivo onde existem duas entradas de encaixe para o sensor, para leitura das temperaturas; B) Sensor iButton encaixado no dispositivo; C) Cabo USB para ligação ao software no computador.

Para realização desta etapa foi necessário a execução de um estudo piloto com dois voluntários, durante 30 h, com mensuração da temperatura a cada 1 s. Constatou-se que as temperaturas extremas mantinham-se por até 24 s. Durante a noite, enquanto os voluntários dormiam, havia alteração de temperatura insignificantes, de menos de 0,5 °C. Como a memória do sensor armazena até 8192 leituras, ficou estabelecido que as mensurações ocorreriam a cada 4 s e o pesquisador faria a leitura dos dados e limpeza da memória duas vezes ao dia.

Os voluntários foram instruídos a utilizarem o dispositivo durante três dias, realizando a remoção do aparelho somente para dormir ou para higienização bucal. A rotina diária de alimentação não foi modificada. Eles preencheram cuidadosamente uma tabela com os

horários da alimentação ou ingestão de líquidos durante o estudo, e especificaram exatamente o que foi ingerido. Os horários de remoção e inserção do aparelho foram também tabelados. Uma imagem representativa dos gráficos obtidos pelo programa pode ser visualizada na Figura 5. Os valores de temperatura a cada 4 s foram transferidos para o programa Microsoft Excel 2013 (Figura 6).

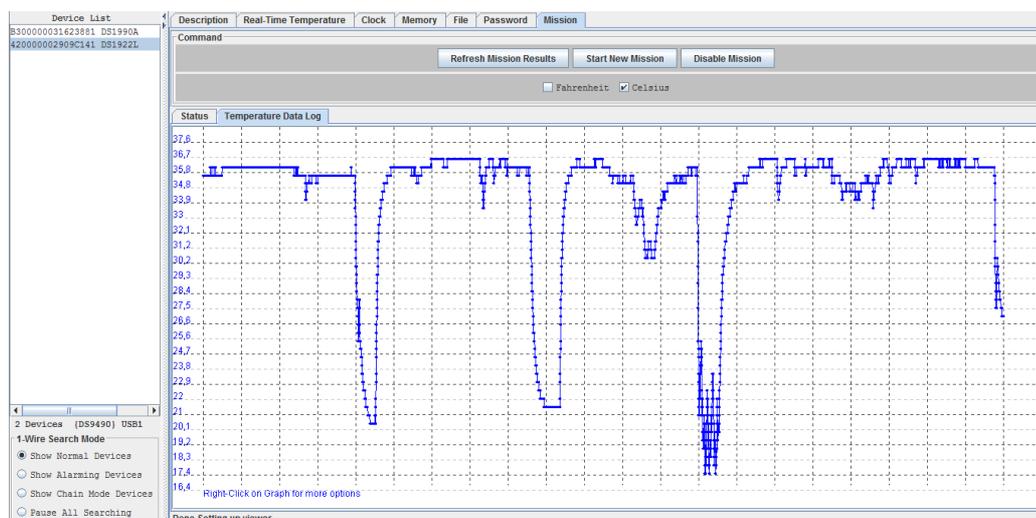


Figura 5 - Gráfico fornecido pelo programa do sensor iButton, demonstrando a variação da temperatura no período da leitura.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
20	Date/Time,Unit,Value										
21	10/09/13	07:11:29	C	34,09							
22	10/09/13	07:11:33	C	34,09							
23	10/09/13	07:11:37	C	34,09							
24	10/09/13	07:11:41	C	34,09							
25	10/09/13	07:11:45	C	34,09							
26	10/09/13	07:11:49	C	34,09							
27	10/09/13	07:11:53	C	34,09							
28	10/09/13	07:11:57	C	34,09							
29	10/09/13	07:12:01	C	34,09							
30	10/09/13	07:12:05	C	34,09							
31	10/09/13	07:12:09	C	34,09							
32	10/09/13	07:12:13	C	34,09							

Figura 6 - Tabela transferida pelo software do sensor para o Microsoft Excel, com os resultados de temperatura obtidos. Na tabela é possível visualizar a data da mensuração, o horário com precisão de segundos e a temperatura mensurada.

4.3.4 Análise dos dados de variação de temperatura

Os valores de temperatura (°C) em relação ao tempo (s) de todos os pacientes e dias foram tabulados e plotados em gráficos por meio do software Origin (Versão 7.02, OriginLab Corporation, Northampton, USA.), onde foram destacados os hábitos que resultaram em alterações de temperatura. A duração de cada variação de temperatura foi calculada de acordo com tempo em segundos da modificação da temperatura de $35\pm 2^{\circ}\text{C}$ até voltar a esta mesma temperatura do início do processo. Cada ciclo também era contado a partir deste mesmo critério. Todos estes dados foram tabulados e submetidos a uma análise estatística exploratória.

4.3.5 Avaliação da influência dos diferentes envelhecimentos na resistência de união entre cerâmica e cimento

Nesta etapa do estudo, foram confeccionados blocos de cerâmica/cimento/cerâmica para análise do efeito de diferentes tipos de envelhecimento na resistência de união. Os blocos foram cortados em fatias que foram submetidas ao protocolos de ciclagem propostos. Os valores de variação de temperatura encontrados na primeira etapa foram utilizados para a ciclagem térmica do grupo experimental. Os resultados de resistência de união deste grupo foram comparados com um grupo controle (sem envelhecimento), armazenagem em água por 30 dias, ciclagem térmica de acordo com a norma ISO 11405 e ciclagem intrabucal, no qual voluntários utilizaram um aparelho removível com as amostras fixadas no palato por 30 dias.

4.3.6 Confeção dos blocos cerâmicos

40 blocos da cerâmica VITA mark II I12 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), de cores 1M1 e 4M2 foram cortados em cortadeira (Isomet, Buehler, Lake Forest, IL, EUA) com disco diamantado (Figura 7) para obtenção de blocos com dimensões de 4,1 x 10 x 12 mm (Figura 8). As superfícies cortadas foram polidas em uma lixadeira Politriz (Erios Equipamentos, São Paulo, Brasil), empregando lixas d'água de granulação 280, 800 e 1200 de acordo com a norma ISO 6872.

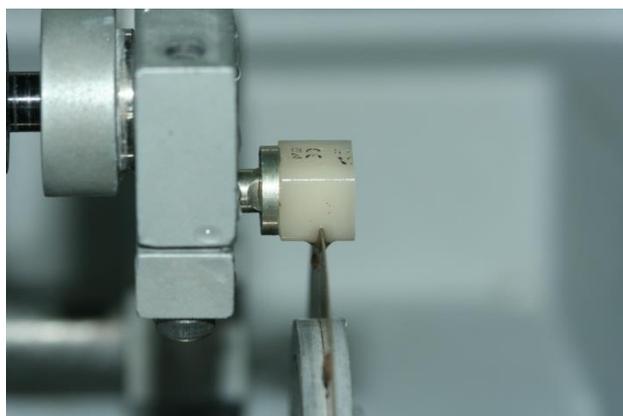


Figura 7 - Corte dos Blocos em cortadeira de precisão.

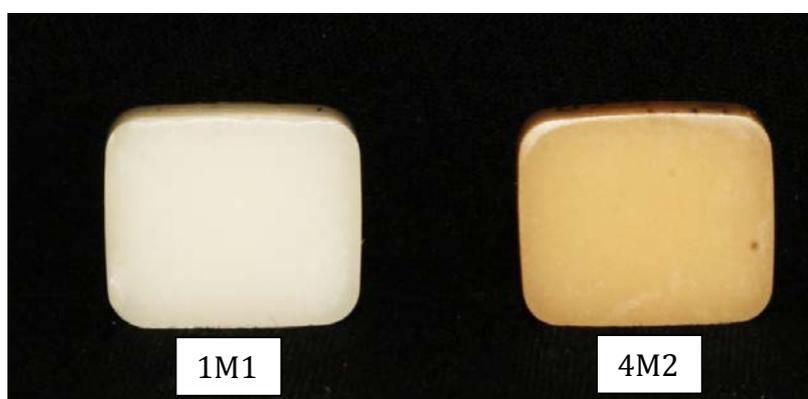


Figura 8 - Blocos confeccionados para o estudo.

4.3.7 Tratamento de superfície e cimentação

Os blocos cerâmicos foram condicionados com ácido fluorídrico a 5% (Fórmula e Ação, São Paulo, Brasil) por 60 s em uma das faces, e em seguida foram lavados com jatos de água por 60 s, e posteriormente, secos com jatos de ar livre de óleo por 20 s (Figura 9).

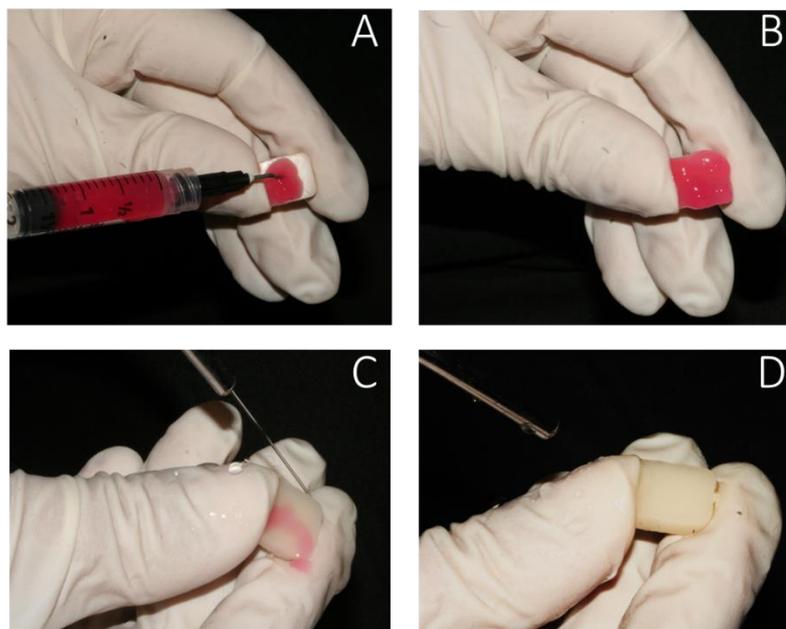


Figura 9 – A e B) Aplicação do ácido na superfície cerâmica; C) lavagem da superfície cerâmica; D) secagem da superfície.

A superfície de cimentação dos blocos cerâmicos recebeu a aplicação do agente de união silano (Monobonds S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) com auxílio de um microbrush, que foi seca com jato de ar após 60 s como preconizado pelo fabricante (Figura 10).

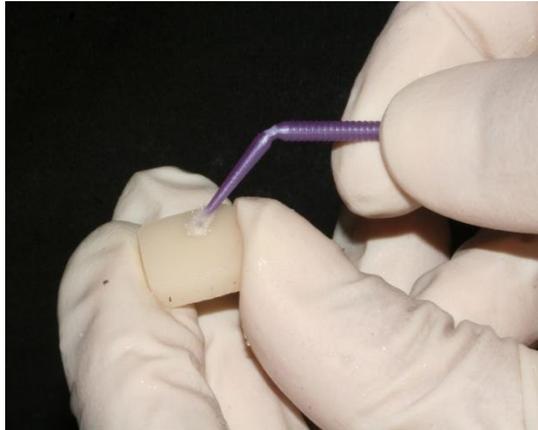


Figura 10 - Aplicação do silano.

Os blocos foram cimentados entre si com cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) manipulado segundo as recomendações do fabricante e aplicado com uma espátula plástica sobre a superfície já tratada de cada segmento cerâmico.

O conjunto foi posicionado em um delineador adaptado para cimentação com a superfície de cimentação perpendicular à aplicação de uma carga vertical estática de 750 g. Após o posicionamento do conjunto cerâmica-cimento-cerâmica no interior de uma matriz de silicone, foi realizado a fotopolimerização inicial por 2 s de uma face para remoção dos excessos de cimento com uma espátula e para estabilização dos blocos em posição. Em seguida, o conjunto foi removido da matriz e foi realizada a fotoativação por 60 s em cada margem da linha adesiva utilizando uma unidade fotoativadora (RadiiCal Polimerize, SDI, Victoria, Austrália), com intensidade de luz de 1200 mW/cm² (Figura 11).

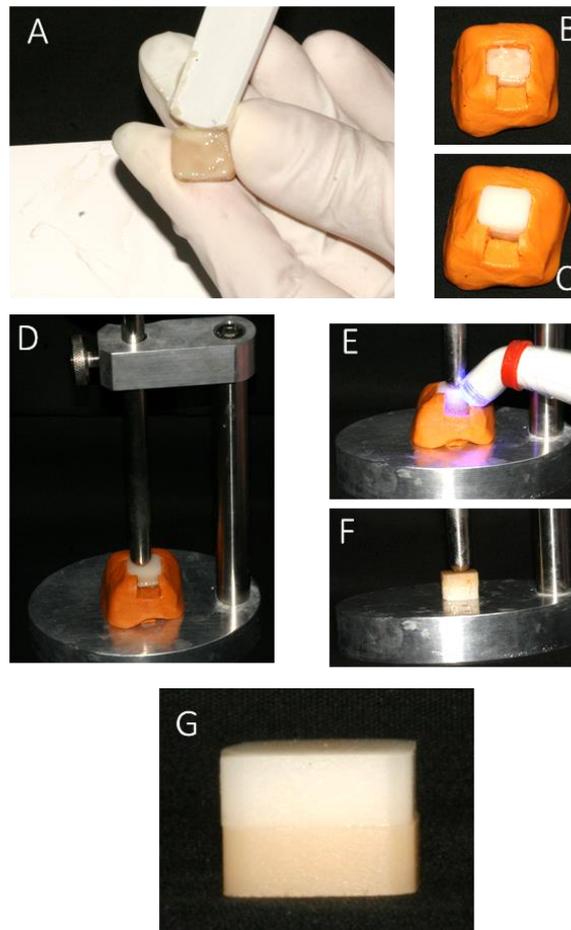


Figura 11 – Cimentação dos blocos. A) Inserção do cimento na superfície do bloco; B) inserção do bloco na matriz; C) posicionamento do bloco de cerâmica sobre o conjunto cerâmica e cimento; D) aplicação da carga para cimentação; E) fotopolimerização para estabilização do bloco e remoção de excessos; F) remoção da matriz de silicone e fotopolimerização nas outras faces; G) bloco finalizado.

Os conjuntos cerâmica-cimento foram armazenados em água destilada à 37 °C durante 24 h, sendo confeccionados 20 conjuntos, sendo quatro para cada grupo.

4.3.8 Preparo das fatias

Para obtenção das amostras, cada conjunto cerâmica-

cimento foi incluído em um tubo de PVC com resina acrílica quimicamente ativada (Jet, Clássico Odontológico, São Paulo, Brasil). Os cortes foram realizados com disco diamantado em baixa rotação (300 rpm) sob irrigação abundante e carga de 250 kgf, de tal forma que se obteve fatias de aproximadamente 1 mm de espessura. Estas foram novamente incluídas em resina, após serem isoladas com vaselina, para que fosse padronizado apenas uma superfície em contato com a água utilizada para o envelhecimento (Figura 12). Esta etapa foi necessária para padronizar os grupos quanto ao envelhecimento, já que no grupo da ciclagem intrabucal, apenas uma superfície da fatia ficava exposta. As fatias das margens foram descartadas.

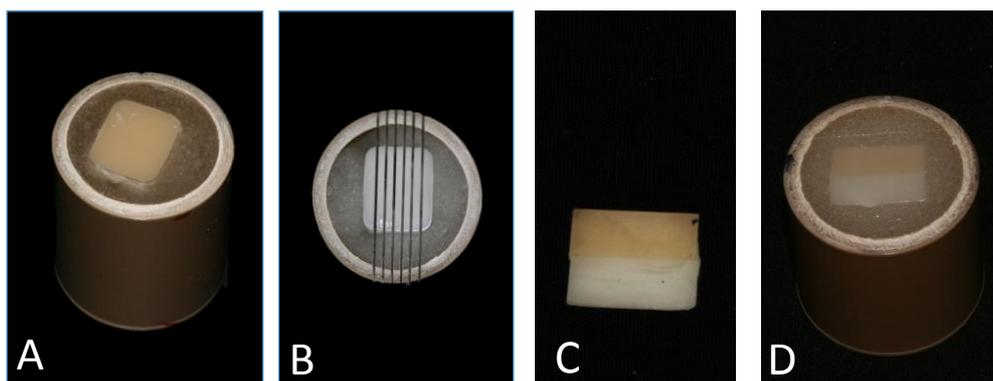


Figura 12 - Sequência de confecção das fatias: A) bloco de cerâmica incluído em resina acrílica para corte das fatias; B) corte das fatias no interior da resina acrílica; C) fatias removidas da resina acrílica; D) fatias inseridas na resina acrílica com exposição de apenas uma face da interface adesiva para realização dos envelhecimentos.

4.3.9 Protocolos de envelhecimento das fatias

As fatias obtidas em cada bloco foram submetidas aos seguintes protocolos:

Grupo C (controle) – Após 24 h de armazenagem, as fatias foram testadas sem nenhum tipo de envelhecimento;

Grupo A (água) – Armazenadas em potes hermeticamente fechados em água destilada a 37 °C em estufa bacteriológica por 30 dias;

Grupo ISO - o protocolo de ciclagem térmica utilizado neste grupo foi o estabelecido pela norma ISO 11405 (2003), que consistiu em 500 ciclos térmicos, com banhos de 20 s em temperaturas de 5 °C e 55 °C, com intervalos de 5 s em cicladora térmica (Nova Ética, São Paulo, Brasil).

Grupo E (experimental) - o protocolo de ciclagem térmica utilizado neste grupo foi o estabelecido pelas observações das variações da temperatura bucal, que consistiu em 180 ciclos térmicos, com banhos de 180 s em temperaturas de 10 °C e 50 °C, com banho intermediário de 36 °C (Biopdi, São Carlos, Brasil). Este protocolo, conforme os resultados encontrados, corresponde a variação de temperatura encontrada *in vivo* durante um mês.

Grupo CIB (ciclagem intrabucal) – as fatias foram armazenadas no interior do aparelho removível (Figura 13) confeccionado de forma semelhante à descrita na primeira etapa. Foram fixadas com resina acrílica quatro fatias na região palatal de cada aparelho (uma de cada bloco confeccionado), de forma que a superfície adesiva ficasse exposta em meio bucal. Cinco voluntários usaram este dispositivo por 30 dias, seguindo as mesmas recomendações da etapa de mensuração da temperatura bucal.

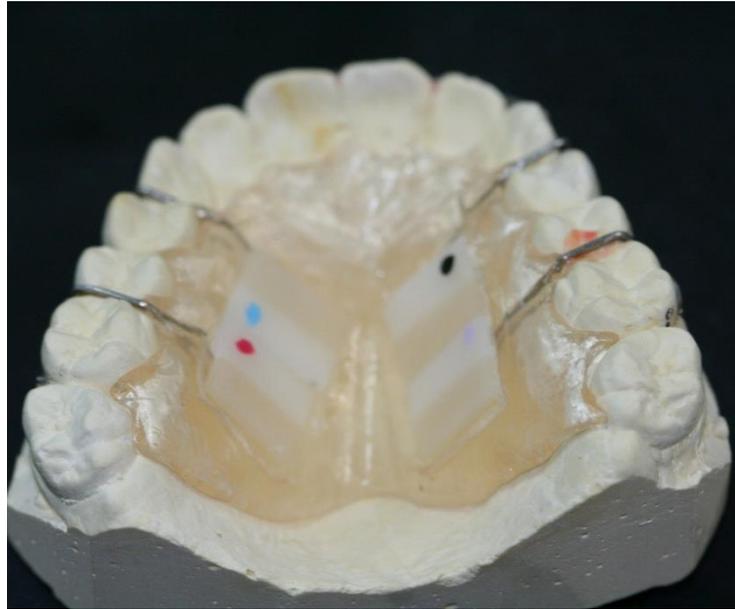


Figura 13 - Fatias posicionadas no aparelho removível. Cada marcação em esmalte corresponde de qual bloco foi retirada a fatia.

4.3.10 Teste de resistência de união

As fatias foram cortadas em Isomet de forma que apresentassem área adesiva de aproximadamente 1 mm^2 (Figura 14).

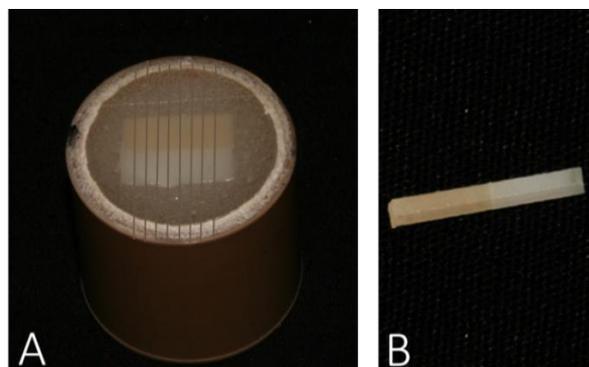


Figura 14 - Obtenção dos palitos. A) Palitos cortados incluídos em resina acrílica; B) Palito removido da resina acrílica.

Para realizar o ensaio mecânico de microtração, cada amostra foi fixada a um dispositivo para este teste, com cianoacrilato (Super Bonder Gel, Loctite Ltda., São Paulo, Brasil), de forma que apenas as extremidades da amostra fossem envolvidas. Em seguida, o dispositivo contendo a amostra foi posicionado na máquina de ensaio universal (Modelo DL-1000, EMIC, Equipamentos e Sistemas Ltda., São José dos Pinhais, Brasil) de tal forma que a superfície de união estivesse perpendicular à célula de carga de 10 Kgf, evitando forças de torção na zona adesiva. Cada amostra foi submetida à microtração com velocidade de 1 mm/min até o rompimento da interface de união (Figura 15).



Figura 15 - Ensaio de microtração (antes do carregamento e após a falha da interface de união).

4.3.11 Análise do modo de falha

Após o ensaio mecânico, um estereomicroscópio (Discovery V20, Zeiss, Jena, Alemanha) com 70 vezes de aumento foi utilizado para examinar as superfícies fraturadas das amostras e

determinar o padrão de falha na interface cerâmica/cimento. As falhas foram classificadas em:

- a) Adesiva: quando o cimento se apresentava em mais da metade de umas das interfaces (predominantemente adesiva);
- b) Coesiva: quando havia falha da cerâmica distante da interface adesiva ou quando o cimento se apresentava cobrindo completamente as duas interfaces cerâmicas do palito;
- c) Mista: quando não havia a predominância de falhas coesivas ou adesivas, ou seja, quando havia mais de um tipo de falha associada.

Figuras representativas de cada tipo de falha foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura. As amostras foram limpas em ultrassom (Lavadora Ultrassônica Cristófoli, Paraná, Brasil) com álcool 70% (Álcool Santa Cruz Ltda., Guarulhos, São Paulo, Brasil), com acetona 60% (Acetona Mithaza, R.T.R. Volante, Taquaritinga, São Paulo, Brasil) e com álcool 70% durante 8 min cada banho. Posteriormente, foram secas sobre papel absorvente em temperatura ambiente e posicionadas em uma plataforma de alumínio (stub) com o auxílio de uma fita condutora dupla-face de carbono e metalizadas (EMITECH SC7620) com uma fina camada (12nm) de liga de ouro por 120 s. Então, foram inseridas em Microscópio Eletrônico de Varredura INSPECT S50 (FEI – Czech Republic) em alto-vácuo e com auxílio de detector de elétrons secundários.

4.3.12 Análise estatística

Inicialmente, foi realizado o teste do poder da amostra (ANOVA um-fator) para verificar o número de blocos que deveriam ser

utilizados, partindo-se do desvio padrão encontrado no estudo piloto que foi realizado com quatro blocos (dois do grupo controle e dois da ciclagem intrabucal). Para o poder de teste de 90%, com o desvio padrão de 3,1 MPa, a utilização de 4 blocos leva a detecção de uma diferença de 10 MPa entre os grupos (Figura 16).

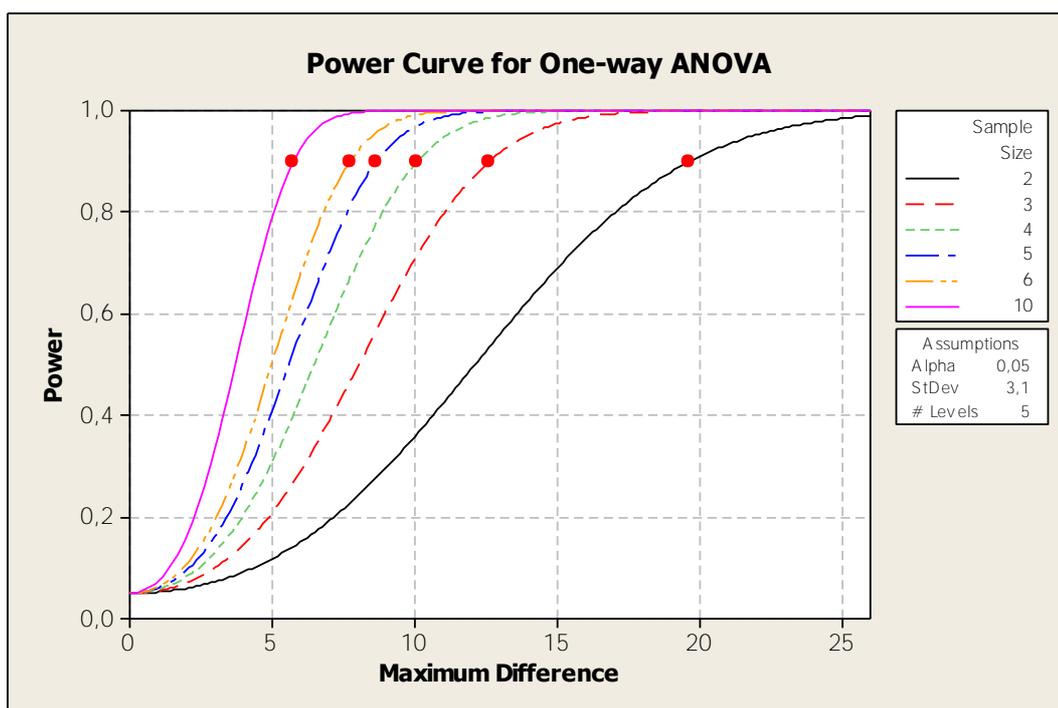


Figura 16 - Teste de poder da amostra.

A estatística foi realizada somente considerando as falhas adesivas e mistas. As falhas pré-teste foram consideradas com valor de 0 MPa.

Os valores numéricos obtidos das médias dos blocos foram submetidos à análise estatística descritiva (média e desvio padrão) e inferencial, mediante o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) um fator e o teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

Neste estudo a variável experimental foi o tipo de envelhecimento. A variável resposta foi o valor de resistência de união

(MPa) obtido na máquina de ensaio universal.

A unidade experimental foi o conjunto cerâmica-cimento-cerâmica.

As condições experimentais foram designadas aleatoriamente às unidades experimentais, ou seja, cinco condições experimentais sob quatro repetições. Os dados que foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 16.1, 2010) e PRISM (versão 5.0, GraphPad, 2009).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de medidas de tendência central (média e mediana) e de dispersão (desvio padrão, coeficiente de variação e faixa interquartil) e tiveram representação (gráfico de colunas e box-plot). O teste estatístico utilizado foi o teste ANOVA um fator.

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Mensuração da variação térmica bucal

Foram colhidos aproximadamente 260.000 dados. A temperatura máxima encontrada foi de 47,59 °C e a mínima foi de 13,11 °C (Tabela 1).

Tabela 1 - Temperaturas médias, máximas e mínimas, divididas de acordo com o dia e voluntário

<i>Voluntário</i>	<i>Dia</i>	<i>Temperatura média</i>	<i>Temperatura máxima</i>	<i>Temperatura mínima</i>
1	1	36,02	42,04	23,57
1	2	35,07	40,05	26,07
1	3	35,66	40,55	24,07
2	1	35,30	39,62	24,65
2	2	35,22	39,62	27,65
2	3	35,39	38,62	29,65
3	1	35,30	39,08	25,10
3	2	34,99	39,08	14,59
3	3	34,84	36,58	18,09
4	1	35,55	36,62	24,63
4	2	34,81	37,62	17,63
4	3	35,61	47,59	21,13
5	1	36,03	37,13	25,65
5	2	35,20	36,63	23,15
5	3	35,49	37,06	23,57
6	1	35,92	40,10	30,63
6	2	35,21	39,11	28,63
6	3	34,24	41,60	13,11

Na Tabela 2, pode-se verificar a quantidade de picos, divididas por pacientes. Foi considerado um pico, qualquer alteração de temperatura que fosse originada da alimentação e que fosse menor que 34 °C ou maior que 37 °C (temperatura base). A contagem dos picos foi baseada na quantidade de vezes que a temperatura se alterou e voltou para a temperatura base. As médias dos tempos dos picos (tempo em que a temperatura chegou ao extremo e voltou para a temperatura base) estão descritas na Tabela 3. Foi observado maior número de picos menores que 34 °C.

A partir destes dados, pode-se sugerir que durante um dia, uma pessoa sofre em média seis alterações de temperatura por dia, variando entre aproximadamente 10 °C e 50 °C com duração de aproximadamente 180 s. A variação de temperatura não ocorre de forma brusca, pois quase sempre ela retorna para temperatura base (34 °C a 36 °C) antes de sofrer uma nova variação.

Tabela 2 - Média da quantidade de picos de variação de temperatura por dia, de acordo com o paciente e com a temperatura

<i>Voluntário</i>	<i>Picos de aumento de temperatura</i>	<i>Picos de queda de temperatura</i>	<i>Média de picos por dia</i>
1	2,3	7,3	4,8
2	3	11	7
3	1	11	6
4	2	5,3	3,6
5	0	4,3	2,16
6	9,6	6,6	8,16
<i>Média</i>	3	7,61	5,30
<i>Desvio-padrão</i>	3,4	2,8	2,20

Tabela 3 - Média diária do tempo de duração dos picos em segundos

<i>Voluntário</i>	<i>Picos de aumento de temperatura</i>	<i>Picos de queda de temperatura</i>	<i>Média da duração de variação de temperatura por voluntário</i>
1	310,9	212,9	261,9
2	328,0	175,1	251,5
3	185,3	161,6	173,5
4	130,0	320,0	225,0
5	0,0	152,0	76,0
6	103,7	117,0	110,4
<i>Média</i>	176,3	189,8	183,0
<i>Desvio-padrão</i>	115,2	64,8	70,1

Nas Figuras 17-34 são apresentados gráficos, demonstrando a variação de temperatura de cada paciente por dia. Os hábitos alimentares que levaram a variação de temperatura também estão indicados nos gráficos. Foram realizadas aproximadamente 16 horas de leituras por dia. As mensurações de temperatura relacionadas a escovação e a qualquer outro motivo que levasse a remoção do aparelho foram excluídas durante a plotagem dos gráficos.

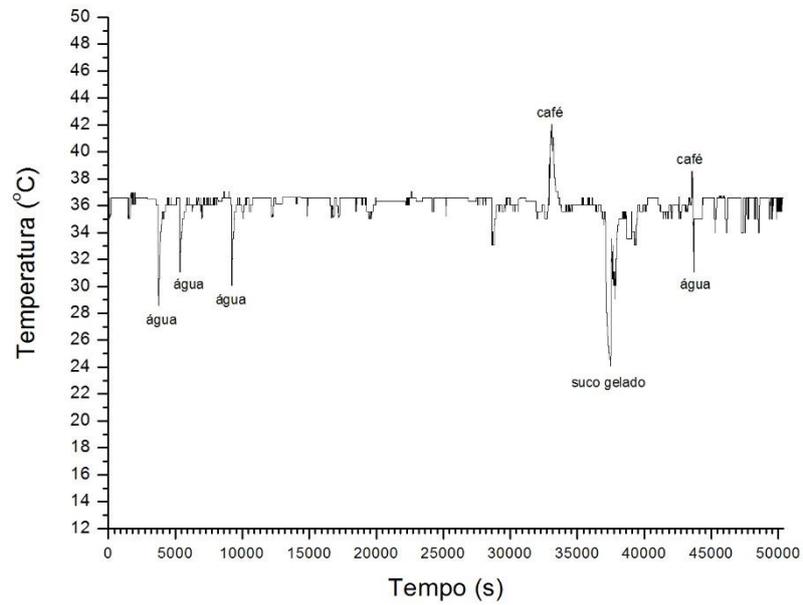


Figura 17 - Padrão de temperatura do Paciente 1, no primeiro dia.

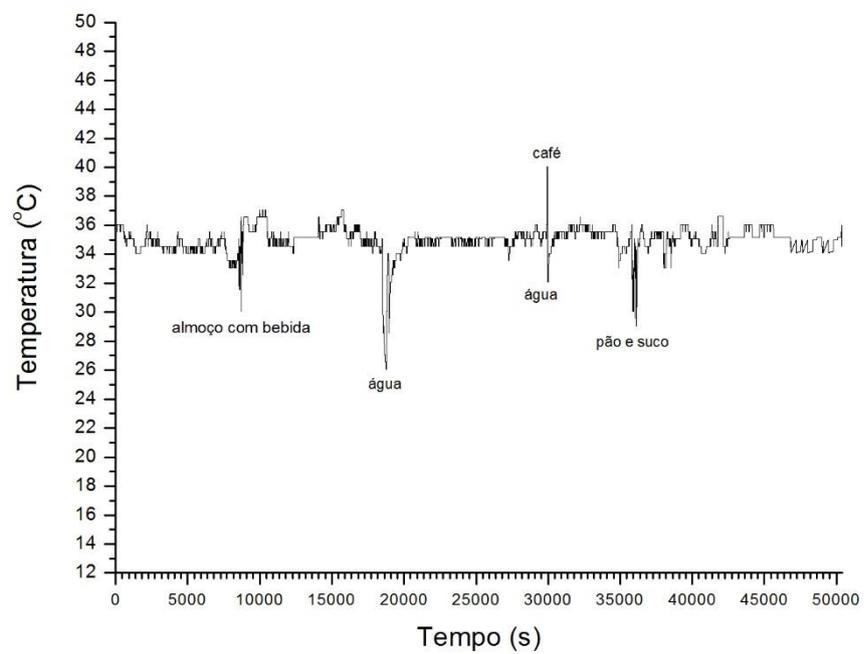


Figura 18 - Padrão de temperatura do Paciente 1, no segundo dia.

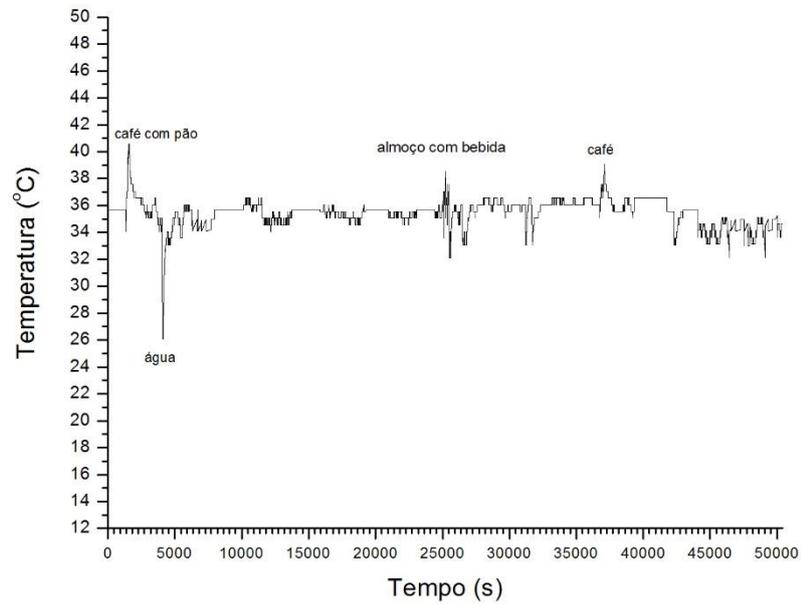


Figura 19 - Padrão de temperatura do Paciente 1, no terceiro dia.

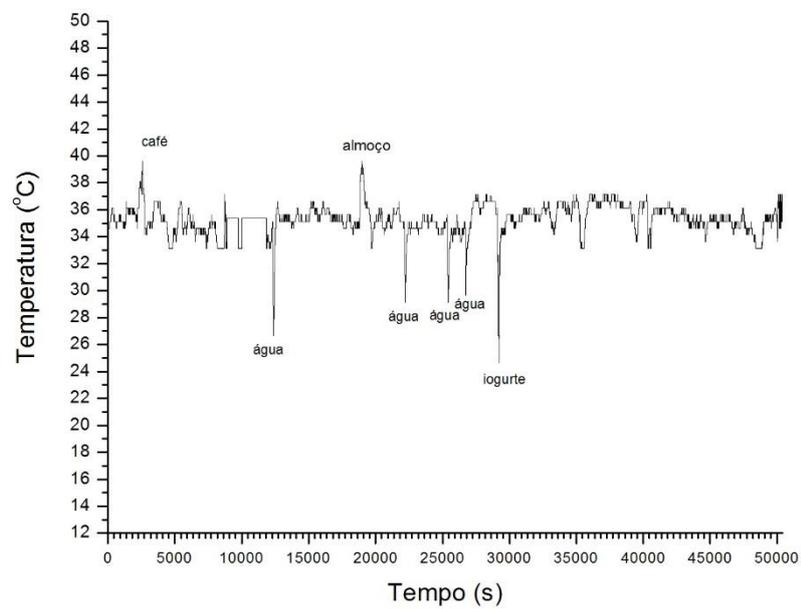


Figura 20 - Padrão de temperatura do Paciente 2, no primeiro dia.

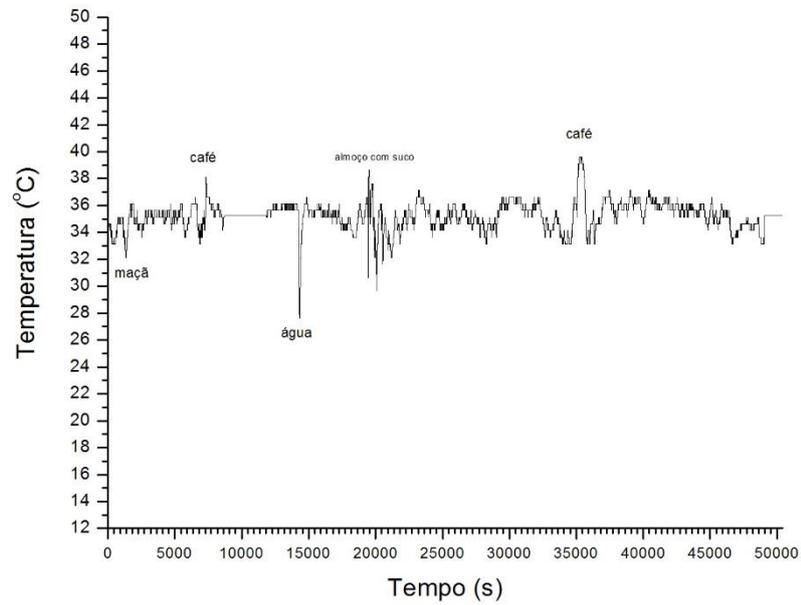


Figura 21 - Padrão de temperatura do Paciente 2, no segundo dia.

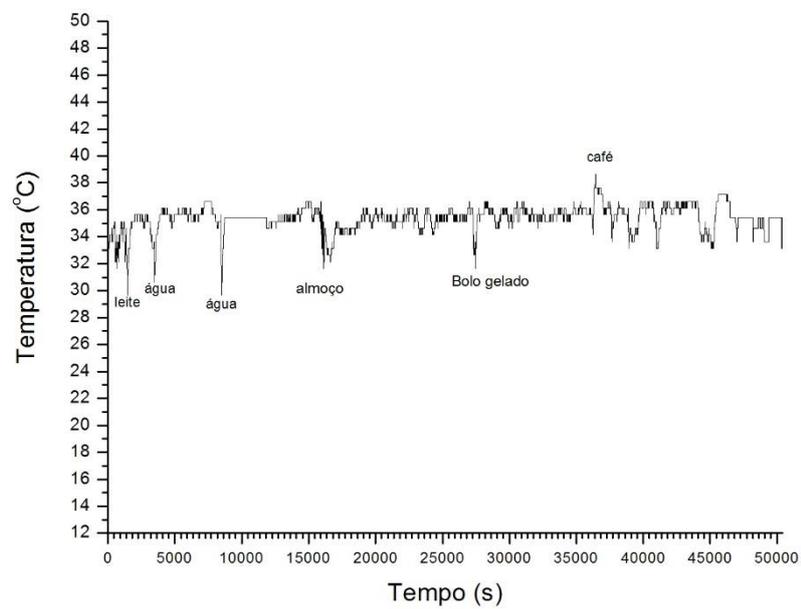


Figura 22 - Padrão de temperatura do Paciente 2, no terceiro dia.

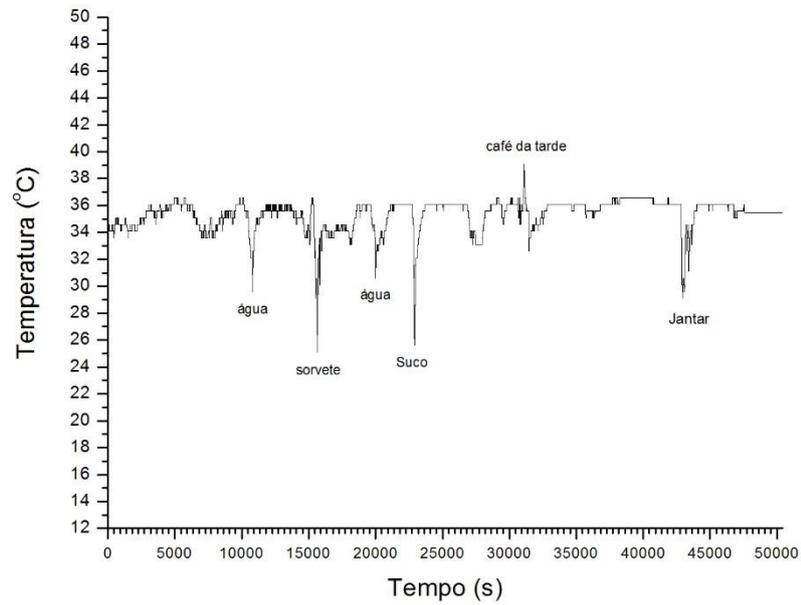


Figura 23 - Padrão de temperatura do Paciente 3, no primeiro dia.

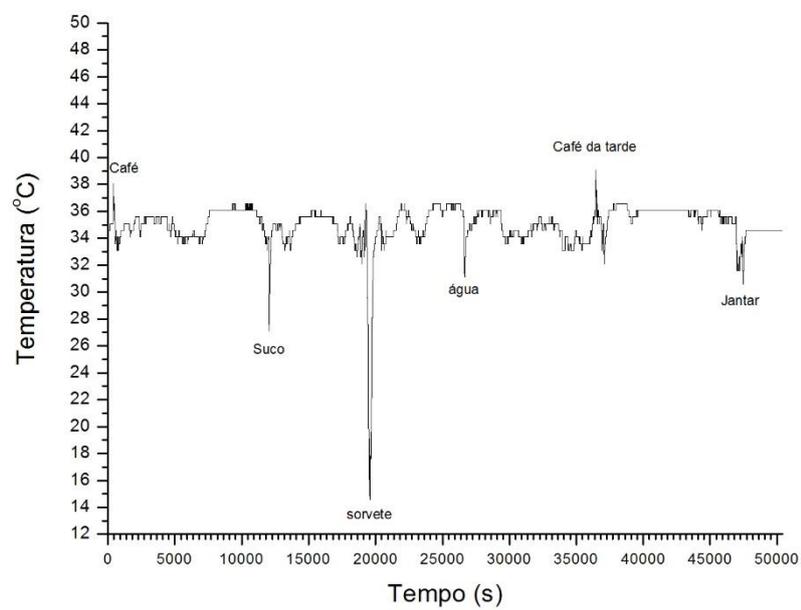


Figura 24 - Padrão de temperatura do Paciente 3, no segundo dia.

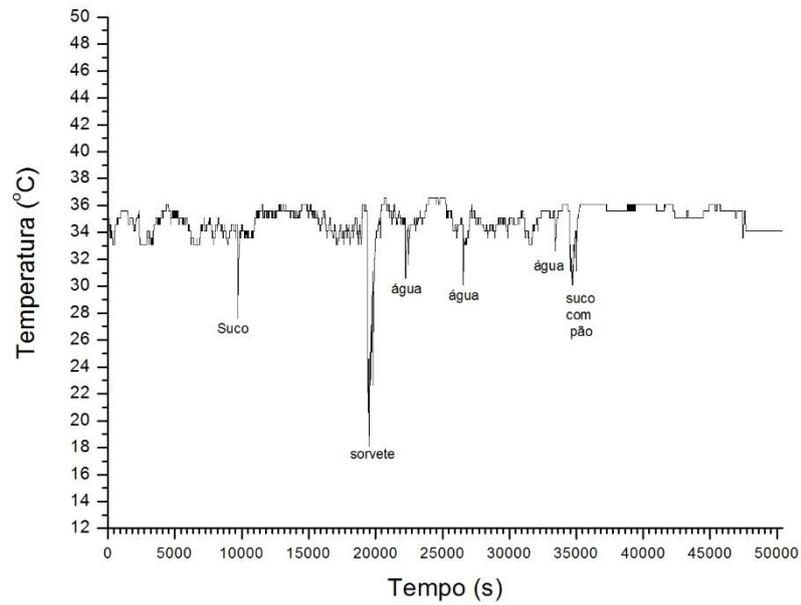


Figura 25 - Padrão de temperatura do Paciente 3, no terceiro dia.

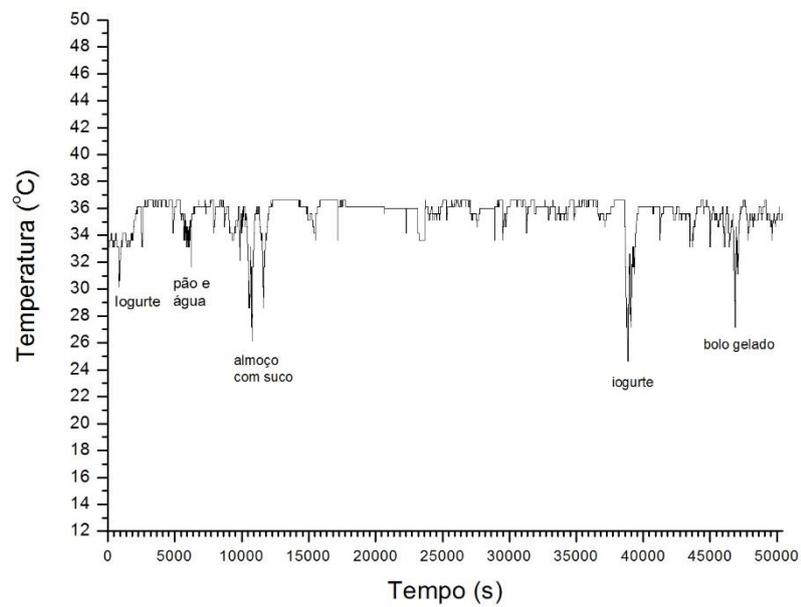


Figura 26 - Padrão de temperatura do Paciente 4, no primeiro dia.

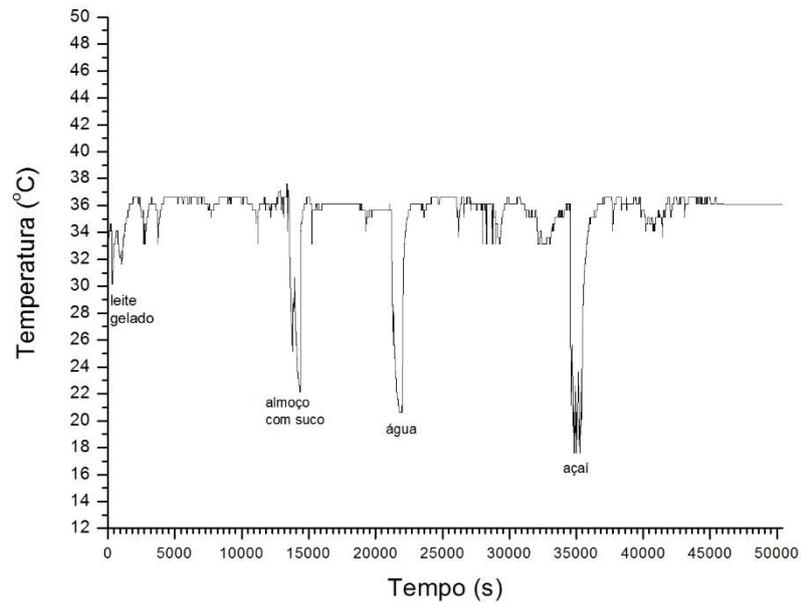


Figura 27 - Padrão de temperatura do Paciente 4, no segundo dia.

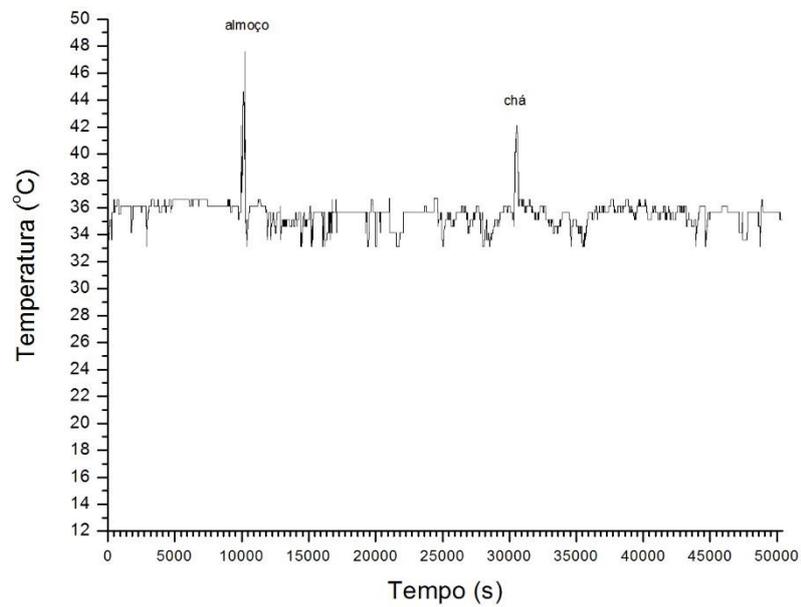


Figura 28 - Padrão de temperatura do Paciente 4, no terceiro dia.

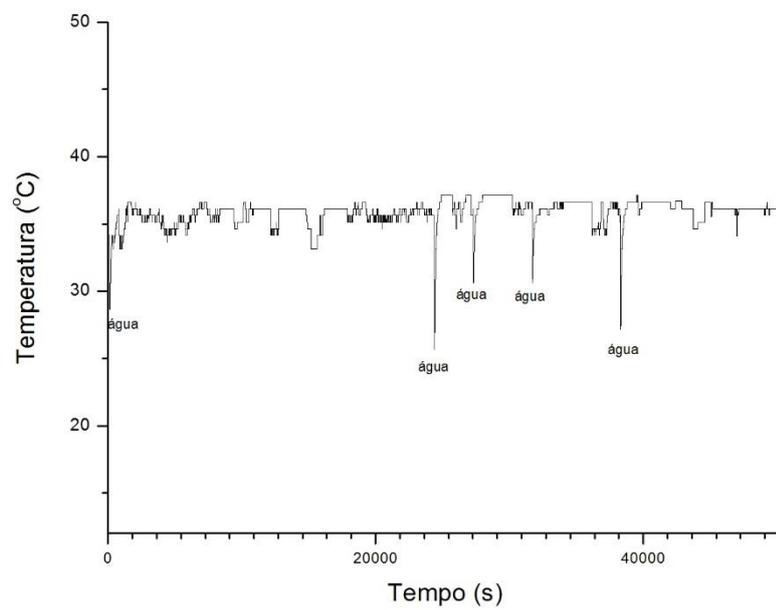


Figura 29 - Padrão de temperatura do Paciente 5, no primeiro dia.

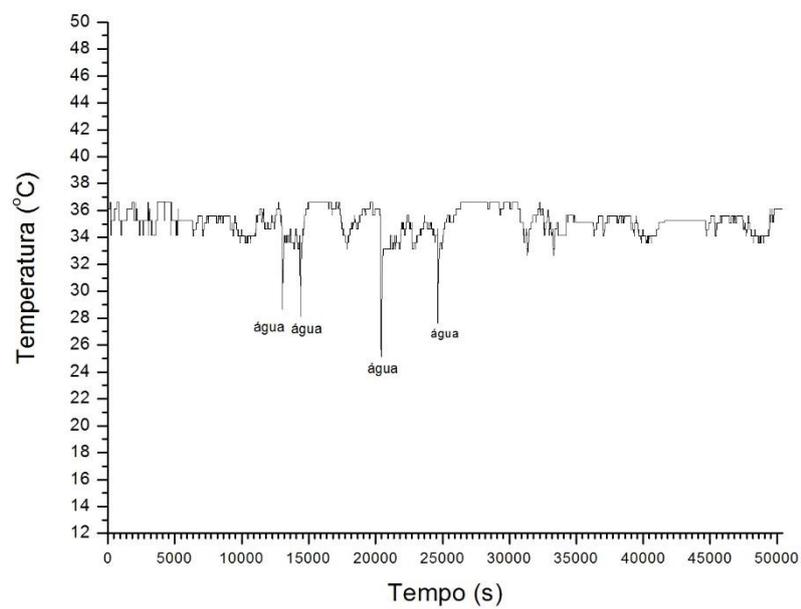


Figura 30 - Padrão de temperatura do Paciente 5, no segundo dia.

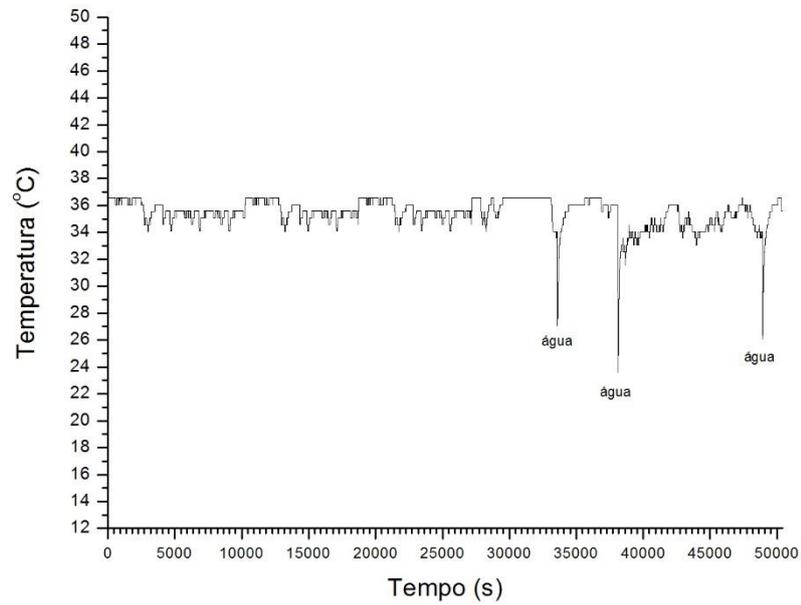


Figura 31 - Padrão de temperatura do Paciente 5, no terceiro dia.

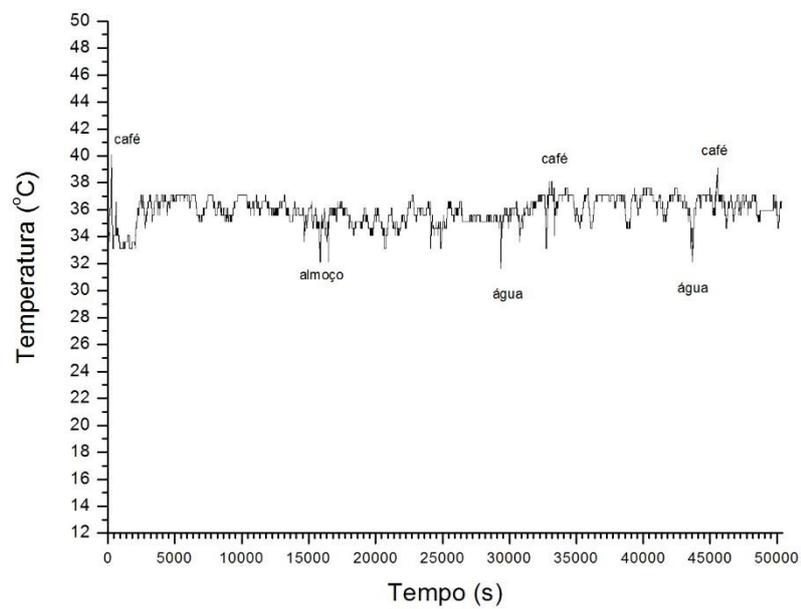


Figura 32 - Padrão de temperatura do Paciente 6, no primeiro dia.

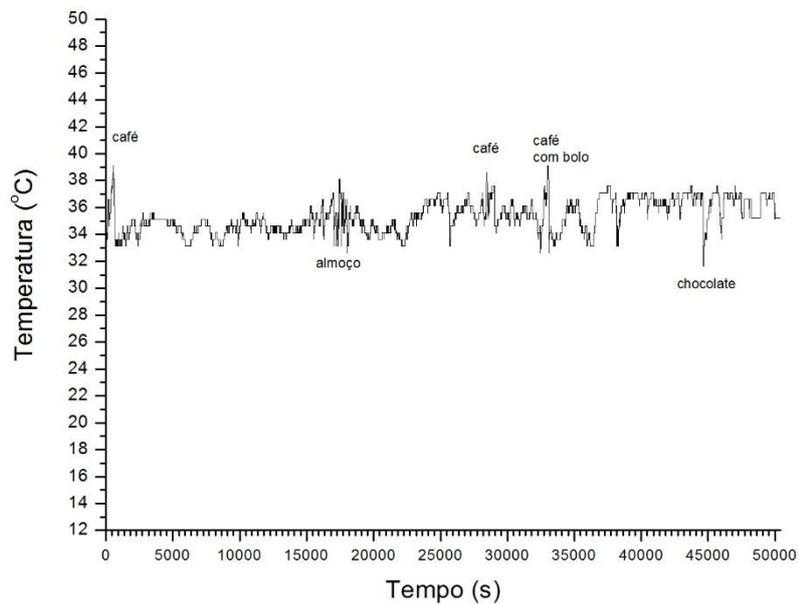


Figura 33 - Padrão de temperatura do Paciente 6, no segundo dia.

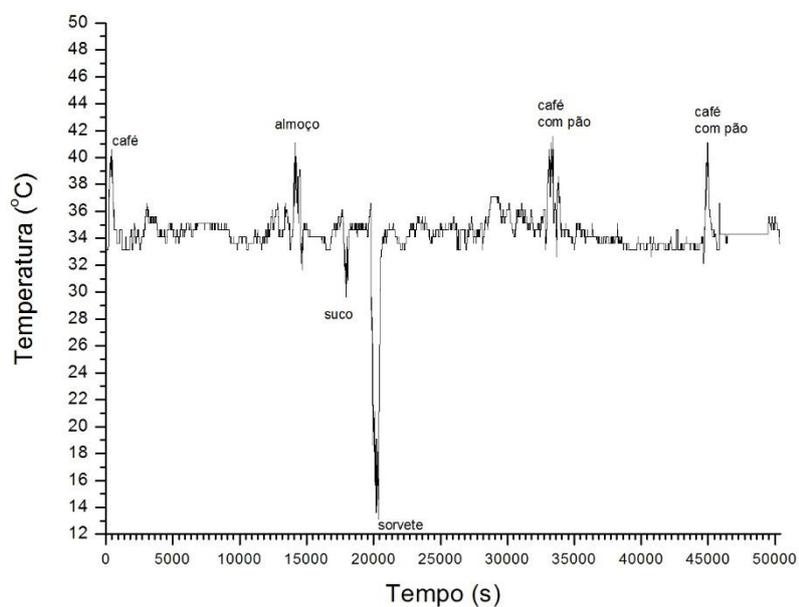


Figura 34 - Padrão de temperatura do Paciente 6, no terceiro dia.

Observa-se que há um padrão de variação de temperatura heterogêneo entre os pacientes, e entre os dias de um mesmo paciente.

5.2 Avaliação da influência dos diferentes protocolos de ciclagem na resistência de união entre cerâmica e cimento

5.2.1 Teste de resistência de união

A estatística descritiva dos dados obtidos é apresentada na Tabela 4.

Tabela 4 - Média (\pm desvio padrão) dos valores da resistência de união em MPa de acordo com o grupo experimental

<i>Grupo</i>	<i>Média\pmdesvio padrão</i>
<i>Controle</i>	54,97 \pm 5,38
<i>ISO</i>	47,66 \pm 1,72
<i>CIB</i>	40,87 \pm 3,05
<i>A</i>	36,50 \pm 3,06
<i>E</i>	33,52 \pm 8,87

Para avaliar a influência da ciclagem térmica na resistência de união, os dados obtidos neste estudo foram submetidos ao modelo estatístico denominado análise de variância (ANOVA), após ser considerada a distribuição dos resíduos.

Os valores residuais, decorrentes do ajuste desse modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para inferências estatísticas válidas. Os dados se ajustam a uma distribuição normal de probabilidade (Figura 35). Também foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados (Figura 36) e realizado o gráfico Box-plot (Figura 37).

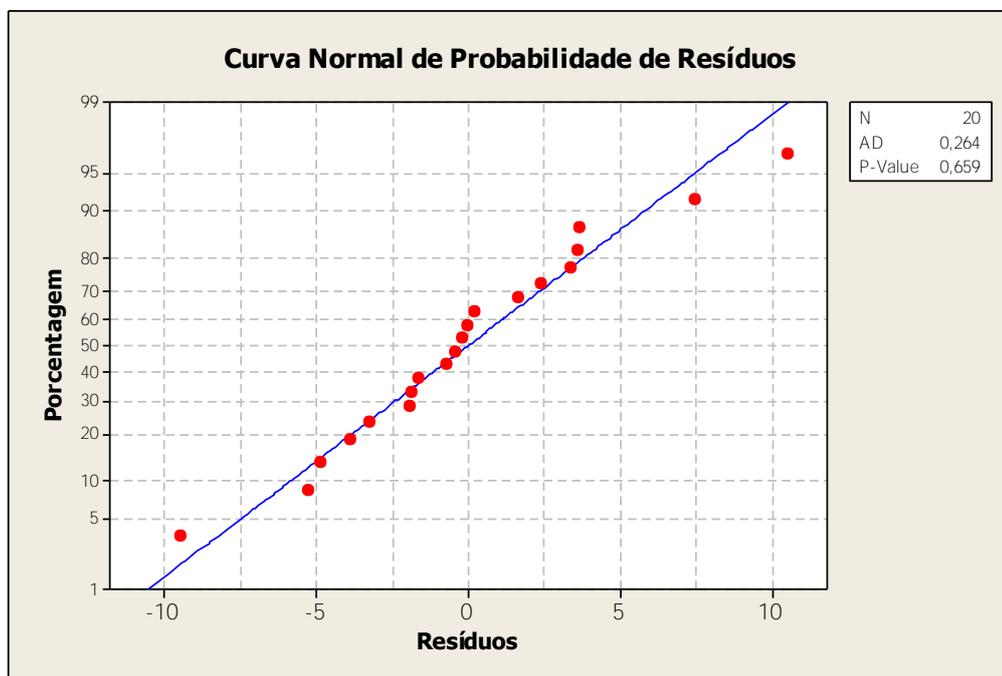


Figura 35 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).

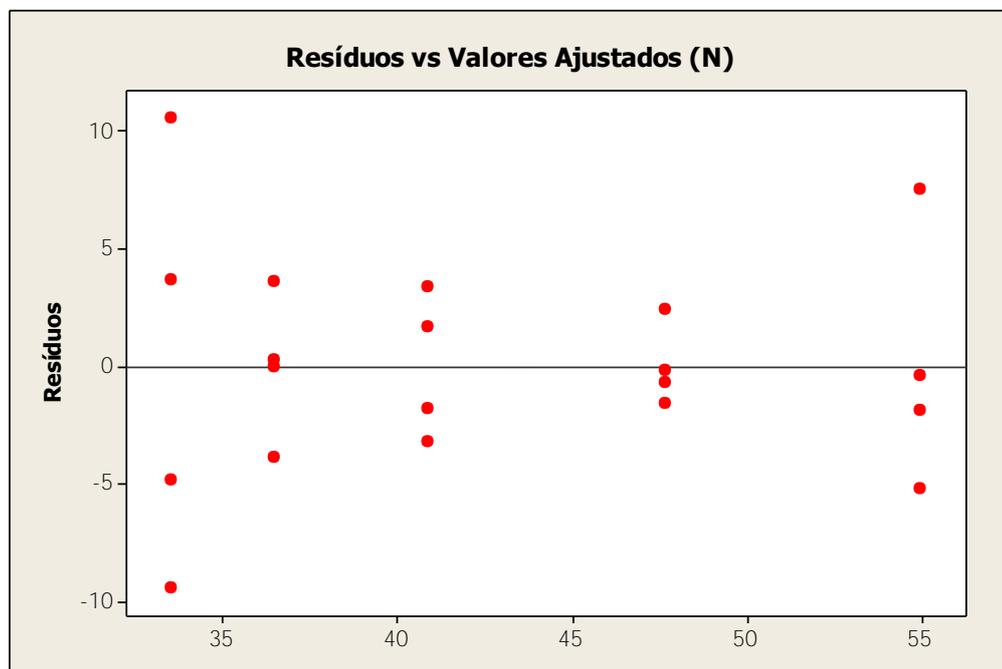


Figura 36 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).

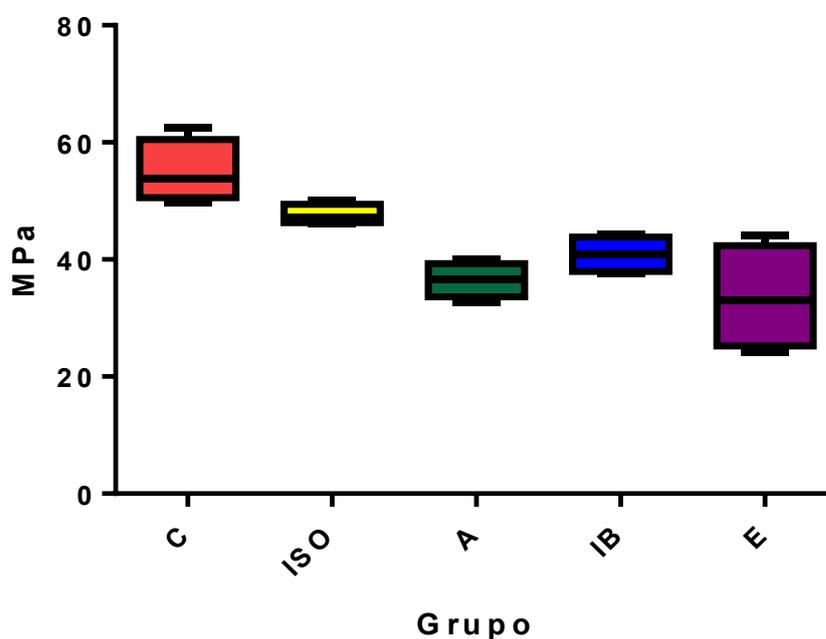


Figura 37- Gráfico do Box-plot.

O teste ANOVA um fator (Tabela 5) revelou um efeito de interação significativa, o que indica que houve alteração da resistência de união em razão do envelhecimento (p -valor=0,0002).

Tabela 5 - ANOVA um fator para os dados obtidos

Efeito	GI	SQ	QM	F	P
Ciclagem	4	1205,14	301,28	11,64	0,0002
Resíduo	15	388,28	25,89		
Total	19	1593,42			

Os resultados foram analisados pelo Teste de Tukey, onde foi possível localizar as diferenças entre os grupos (Tabela 6).

Observou-se que o grupo C apresentou maiores valores de resistência de união, sendo semelhante ao grupo ISO. O grupo CIB foi semelhante aos grupos ISO, A e E, e diferiu estatisticamente do grupo C. Os grupos A e E também foram estatisticamente diferentes do grupo C.

Tabela 6 - Resultados do Teste de Tukey. Letras iguais representam grupos homogêneos

<i>Grupo</i>	<i>Média±desvio padrão</i>
<i>Controle</i>	54,97±5,38 A
<i>ISO</i>	47,66±1,72 AB
<i>CIB</i>	40,87±3,05 BC
<i>A</i>	36,50±3,06 C
<i>E</i>	33,52±8,87 C

5.2.2 Análise do modo de falha

O número de palitos testados, a quantidade de falhas pré-teste e o número de palitos divididos de acordo com o modo de falha por grupo podem ser visualizados na Tabela 7. Eram obtidos em média 30 palitos por bloco. Alguns palitos obtidos não foram testados, porque possuíam mais que 1 mm² de área adesiva ou foram descartados quando descolavam do dispositivo durante o teste de microtração.

Tabela 7 - Número de palitos testados divididos de acordo com o modo de falha por grupo

<i>Grupo</i>	<i>Palitos testados</i>	<i>Falhas pré-teste</i>	<i>Falhas adesivas</i>	<i>Falhas mistas</i>	<i>Falhas coesivas</i>
<i>Controle</i>	91	1	11	49	30
<i>ISO</i>	104	0	6	60	38
<i>CIB</i>	104	4	24	42	34
<i>A</i>	95	1	22	50	22
<i>E</i>	102	1	15	47	39

O número de falhas pré-teste foi baixo em todos os grupos. O modo de falha predominante foi de falhas mistas. As imagens representativas em microscópio eletrônico de varredura referentes aos diferentes modos de falha estão apresentadas na Figura 38.

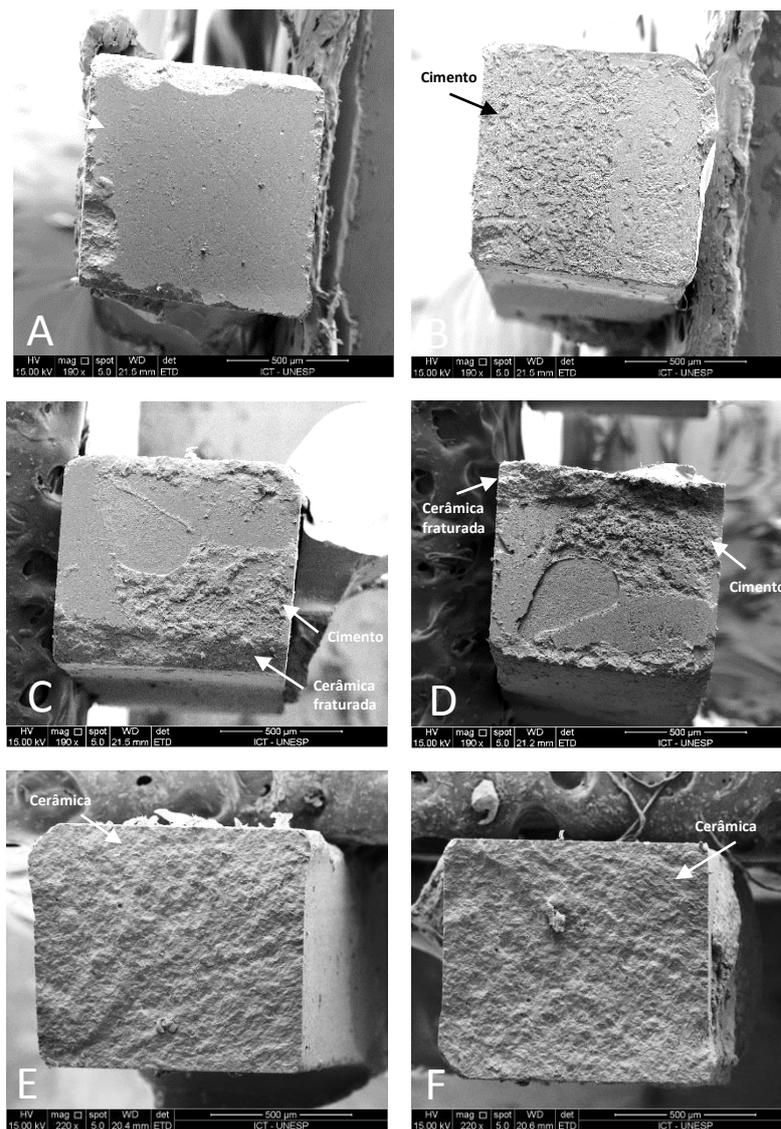


Figura 38 - Modos de falha dos palitos na interface de união. A e B) Falha predominantemente adesiva, em destaque a presença de cimento em somente uma interface; C e D) Falha mista, caracterizada pela presença de falha coesiva do cimento, falha adesiva nas interfaces e falha coesiva da cerâmica; E e F) Falha coesiva da cerâmica, com presença de cerâmica nas duas interfaces.

6 DISCUSSÃO

Diversos fatores podem influenciar na temperatura bucal, como: a velocidade da respiração (Boehm, 1972), metabolismo celular, variações na condutividade térmica de diversos componentes teciduais da mucosa oral, fluxo sanguíneo (Maeda et al., 1979; Volchansky et al., 1985), presença de alguma patologia local, como inflamação periodontal (Volchansky et al., 1985), hábitos como tabagismo (Brim, Cbandler, 1948; Terndrup et al., 1989) e a temperatura ambiente (Boehm, 1972; Doyle et al., 1992).

É controverso se a temperatura bucal vai ser influenciada pela temperatura do ambiente. Boehm (1972) e Doyle et al. (1992) verificaram que variações de temperaturas ambientais podem influenciar na temperatura bucal encontrada quando não há estímulo alimentar. Já Moore et al. (1999) não encontraram correlação entre a temperatura do ambiente e a temperatura encontrada nas regiões de incisivos e pré-molares superiores. O que observa-se nos resultados deste estudo, é que o clima da região pode influenciar na quantidade de picos de aumento e queda de temperatura. Uma vez que este trabalho foi realizado num período de temperaturas médias diárias de 32°C, observou-se maiores variações térmicas abaixo de 36°C, devido a uma maior tendência a ingestão de alimentos e bebidas geladas em dias quentes.

A temperatura bucal atinge um pico (máximo ou mínimo) de forma rápida após a ingestão de alimentos, mas o retorno a temperatura base é mais lento (Longman, Pearson, 1987; Airoidi et al., 1997; Moore et al., 1999), como pode ser observado na primeira ingestão de água da Figura 18. Os dentes e os tecidos bucais são eficientes dissipadores de calor (Longman, Pearson, 1987), e a circulação e a respiração colaboram

para que a temperatura original da cavidade bucal seja recuperada (Ernst et al., 2004).

É importante ressaltar que a variação de temperatura não ocorre de forma brusca, do quente para frio. Ela sempre passa por uma temperatura intermediária. Esta temperatura intermediária deve ser a temperatura média bucal, sendo menor que 37 °C (Longman, Pearson, 1987; Terndrup et al., 1989). Por isto, foi sugerido por alguns autores que a armazenagem de amostras fosse realizada em temperaturas de 35,5 °C (Moore et al., 1999), ou de 31 °C a 35 °C (Longman, Pearson, 1987) para simular a temperatura bucal. Neste estudo a temperatura média bucal encontrada variou entre 34 °C a 36 °C, sendo que em diversos momentos foram observadas temperaturas de aproximadamente 32 °C, que não estava correlacionada com nenhum estímulo. Estas informações corroboram com outros trabalhos (Tibbetts et al., 1976; Harper et al., 1980; Longman, Pearson, 1987; Spierings et al., 1987; Terndrup et al., 1989; Michalesco et al., 1995; Moore et al., 1999; Ernst et al., 2004) e justificam a escolha da utilização de um banho intermediário, em temperatura próxima à da corporal, na ciclagem térmica do grupo experimental.

Sabe-se que a temperatura máxima sem injúrias para a ingestão de alimentos é de aproximadamente 74 °C – 76 °C, porém a média pode ficar entre 50 °C e 68 °C, quando é solicitado ao paciente que faça a ingestão de líquidos no momento em que sentirem segurança de não se ferirem (Plant et al., 1974; Longman, Pearson, 1987; Ernst et al., 2004). Desta forma, acredita-se que os voluntários se sentem pressionados a iniciar a ingestão do alimento ou líquido quente, talvez realizando a ingestão em temperaturas maiores do que ocorre usualmente em sua rotina diária. Neste estudo, como os voluntários foram estimulados a manterem sua dieta normal, e provavelmente não se sentiram pressionados a ingerirem alimentos e líquidos muito quentes ou frios, as temperaturas para mínima (13,11 °C) e máxima (47,59 °C) foram menos extremas do que os achados de alguns estudos (Nelsen et al., 1952; Longman, Pearson, 1987;

Palmer et al., 1992). Condicionar o voluntário a ingerir uma dieta pré-determinada não é capaz de avaliar como essas variações vão ocorrer ao longo do dia de maneira fidedigna. Por isto, o objetivo deste trabalho foi observar justamente os hábitos de cada voluntário sem influenciar na dieta e no horário de ingestão dos alimentos.

A mensuração da temperatura bucal pode ser realizada em diferentes intervalos de tempo, variando de 1 s (Longman, Pearson, 1987; Airoidi et al., 1997; Ernst et al., 2004), 5 s (Moore et al., 1999), 1 min (Terndrup et al., 1989), 2 min (Doyle et al., 1992) até 5 min (Brim, Cbandler, 1948) Inicialmente, planejava-se a mensuração da temperatura neste estudo a cada 1 s, porém o sensor deveria ser removido do aparelho a cada duas horas para leitura. Por isto, optou-se por realizar a mensuração a cada 4 s, depois da execução do estudo piloto. Assim, aumentou-se o tempo entre a limpeza da memória do sensor, não prejudicando o registro das temperaturas extremas. Com esta programação, a memória do sensor era capaz de armazenar os dados de temperatura por aproximadamente 9 h. A variação de temperatura encontrado durante o sono foi insignificante, pois houve pouca flutuação entre os voluntários neste período (Moore et al., 1999), por isto os voluntários foram orientados a removerem o aparelho durante o sono.

Questiona-se que com o recobrimento do palato os voluntários se sentiriam mais seguros a ingerirem alimentos mais quentes e frios, justamente pela perda da sensibilidade nesta área. Embora este recobrimento do palato possa comprometer a termossensação (Furuya-Yoshinaka et al., 2009), o que levaria os voluntários a ingerirem alimentos mais quentes/frios do que habitualmente fazem, o palato não desempenha o papel principal na sensibilização oral (Grasso, Catalanatto, 1979). Recobrir o palato não se torna um problema, uma vez que a mucosa labial e a ponta da língua são capazes de perceber também as alterações de temperatura que possam causar incômodo e dor (Green, 1984). Na região palatina, os valores de variação de temperatura são mensurados da mesma

forma, independente se o indivíduo tomou um gole rápido, vários goles consecutivos ou manteve líquidos na cavidade bucal por mais tempo antes de engolir (Airoldi et al., 1997). Porém, a região interincisal superior vestibular pareceu estar mais exposta as variações de temperatura (Airoldi et al., 1997), podendo ser indicada como a região que registra os valores mais extremos de temperatura.

A região palatina também foi escolhida para mensuração da temperatura neste estudo, devido ao tamanho do sensor, o que dificultou seu posicionamento próximo a face dos dentes. O sensor foi escolhido porque é sem fio e apresenta uma memória interna. Um fio ligado ao meio externo poderia interferir durante as atividades alimentares dos voluntários (Airoldi et al., 1997). Muitos autores utilizaram termopares associados a fios (Brim, Cbandler, 1948; Boehm, 1972; Airoldi et al., 1997; Moore et al., 1999; Ernst et al., 2004).

Airoldi et al. (1997) verificaram que quando o líquido é mantido em boca, a temperatura atingida é mais extrema do que quando é ingerido de forma rápida, em um único gole. Quando um mesmo líquido é ingerido com vários goles, a temperatura extrema encontrada é similar a encontrada para quando o líquido é mantido em boca, porém observam-se vários picos próximos de variação de temperatura, como pode ser visto por exemplo na Figura 27 deste estudo, durante a ingestão de açaí. O número de picos não é diretamente relacionado com a quantidade de goles (Airoldi et al., 1997) e a temperatura extrema encontrada independe do volume de líquido ingerido (Longman, Pearson, 1987).

Sabe-se que quando ocorre uma variação de temperatura durante um estímulo alimentar, a temperatura bucal demora de 5 a 10 min (Brim, Cbandler, 1948) ou até 15 min (Terndrup et al., 1989; Airoldi et al., 1997) para retornar a temperatura base. Neste estudo, foram encontrados tempos menores para o retorno da temperatura base, sendo sua média em torno de 180 s, o que levou a escolha desta duração para os banhos da ciclagem do grupo experimental. Porém, sugere-se que outros trabalhos

sejam realizados, utilizando somente o tempo em que a temperatura se manteve na temperatura extrema para comparação dos resultados ou até mesmo somente o tempo que se levou até atingir a temperatura máxima/mínima.

A inserção de um dispositivo intrabucal já cria uma certa dificuldade durante a ingestão de alimentos e líquidos, reduzindo o número de voluntários disponíveis para participar do trabalho. Além disto, como a memória do sensor deveria ser limpa duas vezes ao dia pelo pesquisador, precisava-se de uma maior colaboração dos voluntários durante a pesquisa, com acompanhamento do pesquisador duas vezes ao dia. Idealmente, sugere-se que novos trabalhos sejam realizados, com a utilização de mais voluntários e acompanhamento por mais dias e em diferentes épocas do ano. Sugere-se também um aprimoramento do design do aparelho, para que seja menos incômodo a ingestão de alimentos. Além da raça (Moore et al., 1999), acredita-se que os hábitos culturais também podem influenciar na quantidade de variações de temperatura encontradas por dia, o que daria início a novos trabalhos comparando perfis até que se encontrasse o mais agressivo, e que estes dados pudessem ser levados para a aplicação da ciclagem térmica em laboratório.

A ciclagem térmica do grupo experimental proposta neste estudo foi de que ocorrem aproximadamente 6 ciclos de variação de temperatura por dia, com temperaturas próximas a 10 °C e 50 °C, com banho intermediários de 36 °C por 180 s cada. Schmid-Schwap et al. (2011) sugerem que em condições normais a temperatura na superfície dentária varia entre 15 °C e 45 °C quando ocorre de forma consecutiva a ingestão de água gelada e café quente. Temperaturas máximas menores que 50 °C (Tibbetts et al., 1976; Spierings et al., 1987; Terndrup et al., 1989; Michaillesco et al., 1995) e temperaturas mínimas maiores que 10 °C (Tibbetts et al., 1976; Spierings et al., 1987; Terndrup et al., 1989; Airoldi et

al., 1997; Youngson, Barclay, 2000; Ernst et al., 2004) foram encontradas na literatura, justificando a utilização destes extremos no grupo E.

Como pretendia-se comparar o efeito da armazenagem em água por 30 dias, e também o efeito da ciclagem intrabucal por 30 dias, sugeriu-se que em 30 dias ocorreriam 180 ciclos térmicos, uma vez que por dia um indivíduo teria aproximadamente 6 variações de temperatura. De acordo com os resultados deste estudo, sugere-se que ocorrem aproximadamente 2.160 ciclos térmicos em um ano. Gale, Darvell (1999), em revisão de literatura, sugerem que em um ano são realizados 10.000 ciclos térmicos, mas os próprios autores destacaram que não existia nenhuma evidência científica que comprovasse esta quantidade de ciclos *in vivo*. Como as variações de temperatura na cavidade oral são dinâmicas, é muito difícil definir um protocolo que se assemelhe ao que ocorre *in vivo* (Morresi et al., 2014).

A escolha para testar o protocolo de ciclagem térmica em amostras confeccionadas para o teste de microtração, é que se tratando de amostras extremamente sensíveis, elas poderiam evidenciar melhor os efeitos do envelhecimento, do que talvez se fosse analisada alguma propriedade mecânica. As áreas de cimento resinoso submetidas diretamente a termociclagem são mais susceptíveis ao efeito de degradação hidrolítica que causam a degradação do mesmo (Aboushelib et al., 2012). Por isto, o envelhecimento por ciclagem térmica é muito utilizado nos testes de resistência de união (Gale, Darvell, 1999), pois leva a falhas devido a diferença no coeficiente de expansão e contração térmica dos materiais unidos. Além disto, o estresse mecânico criado pela mudança de temperatura pode induzir diretamente a propagação de trinca por meio das interfaces unidas (Schmid-Schwab et al., 2011).

Pode-se verificar nos resultados de microtração que o grupo ISO não diferiu do controle porque foi incapaz de enfraquecer a união de maneira significativa. Por isto, não encontra-se na literatura muitos

artigos que utilizam os 500 ciclos para ciclagem térmica, existindo uma tendência de utilização de pelo menos 1.000 ciclos (Quadro 1).

O interessante é que pode-se verificar que CIB foi semelhante ao A. Sugere-se que a exposição das amostras a umidade durante 30 dias seja realmente o que leva ao envelhecimento das amostras e não a variação de temperatura que ocorre *in vivo*, que são mais brandas do que as variações utilizadas em laboratório. A armazenagem em água a 37 °C por 30 dias pode levar a sorção de água e aumento de volume (Sideridou et al., 2008). Além disto, a sorção e a solubilidade do cimento resinoso, quando armazenados em meio aquoso, vai estar relacionada a sua composição (tipo e quantidade de carga, média do tamanho das partículas e agentes de acoplamento) (Mese et al., 2008). Ou seja, os cimentos resinosos de diferentes fabricantes podem ter comportamentos distintos perante o mesmo tempo de armazenagem. A armazenagem em água para fins de envelhecimento também acelera o processo de degradação hidrolítica da união cerâmica/cimento resinoso (Peumans et al., 2007). Há necessidade de estudos que possam manter o material sem exposição a umidade, para avaliar o quanto a variação de temperatura isolada, sem a presença de água, poderia influenciar na resistência de união dos materiais.

A variação de temperatura pode acelerar o processo de degradação da interface de união, uma vez que a ciclagem experimental simulando 30 dias (180 ciclos) dura aproximadamente 36 h e apresentou resultados semelhantes a armazenagem em água com duração de 30 dias. Porém, manter as amostras em temperaturas extremas por 180 s pode não ser o mais indicado, constituindo uma limitação deste estudo, uma vez que as temperaturas extremas não se mantiveram por todo este tempo na cavidade bucal. A manutenção prolongada de materiais resinosos em água quente causa maior absorção de água, extração de monômeros não reagidos e o aumento da heterogeneidade da rede de polímeros (Sideridou

et al., 2008), o que pode explicar porque o menor resultado de resistência de união tenha sido do grupo E.

A metodologia desenvolvida neste estudo, de mensuração da temperatura bucal e envelhecimento intrabucal de amostras para os testes de resistência de união, é inédita e se mostrou viável e possível de ser reproduzida. Uma vez desenvolvida esta metodologia, abre-se o campo para pesquisas que possam utilizar não só as informações das temperaturas encontradas *in vivo*, mas trabalhos que possam discutir e correlacionar os efeitos da ciclagem térmica com as propriedades dos materiais testados, como coeficientes de expansão, contração e difusividade térmica. Isto resultaria na proposição de protocolos de ciclagem térmica diferentes para cada tipo e espessura de material odontológico, o que seria mais adequado.

Investigações futuras são absolutamente necessárias para o desenvolvimento de um protocolo de ciclagem térmica padronizado e confiável que possibilite que os resultados dos diferentes estudos sejam efetivamente comparados e analisados (Morresi et al., 2014). O que não deve permanecer, é a utilização da ciclagem térmica nas pesquisas sem questionamento e justificativa dos protocolos usados. Há a necessidade de uma conscientização da sociedade científica de que estes protocolos devem ser estudados mais profundamente, para que seja possível tentar a aproximação dos resultados encontrados no laboratório com a situação clínica, e realmente prever o sucesso clínico das restaurações a longo prazo.

7 CONCLUSÃO

Conclui-se que na amostra avaliada ocorreu em média 6 variações térmicas por dia, sendo que a duração da mudança da temperatura foi de 180 segundos. O temperatura média encontrada variou entre 34 °C a 36 °C sem estímulo. Quando houve algum estímulo externo relacionado a alimentação, a temperatura máxima encontrada foi de 47,59 °C e a mínima de 13,11 °C.

Sugere-se que a termociclagem seja realizada com variação de temperatura de 50 °C e 10 °C durante 180 s cada, com banhos intermediários de 36 °C.

O protocolo de termociclagem sugerido pela norma ISO 11405 não foi capaz de reduzir a resistência de união entre cimento e cerâmica quando comparados ao grupo sem envelhecimento. A inserção das amostras durante 30 dias na cavidade bucal levou a resultados semelhantes aos encontrados pela armazenagem em água por 30 dias. A ciclagem experimental utilizada neste estudo (180 ciclos) foi capaz de acelerar o processo de degradação da união entre cerâmica e cimento ocorrido durante a armazenagem em água por 30 dias.

8 REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent*. 2011 Jun;13(3):255-60.

Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent*. 2012 Aug;40(8):670-7.

Acar O, Tuncer D, Yuzugullu B, Celik C. The effect of dentin desensitizers and Nd:YAG laser pre-treatment on microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to dentin. *J Adv Prosthodont*. 2014 Apr;6(2):88-95.

Airoldi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1997;112(1):58-63.

Akin M, Baka ZM, Ileri Z, Basciftci FA. Can demineralized enamel surfaces be bonded safely? *Acta Odontol Scand*. 2014 May;72(4):283-9.

Akyil MS, Yilmaz A, Bayindir F, Duymus ZY. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg*. 2011 Mar;29(3):197-203.

Al Jabbari YS, Al Taweel SM, Al Rifaiy M, Alqahtani MQ, Koutsoukis T, Zinelis S. Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to four different provisional restorations. *Angle Orthod*. 2014 Jul;84(4):649-55.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em:http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Alaghemand H, Abolghasemzadeh F, Pakdel F, Judi Chelan R. Comparison of microleakage and thickness of resin cement in ceramic inlays with various temperatures. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2014 Winter;8(1):45-50.

Alavi S, Birang R, Hajizadeh F, Banimostafae H. Effect of bracket bonding with Er: YAG laser on nanomechanical properties of enamel. *Dent Res J (Isfahan)*. 2014a Jan;11(1):49-55.

Alavi S, Birang R, Hajizadeh F. Shear bond strength of orthodontic brackets after acid-etched and erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-etched. *Dent Res J (Isfahan)*. 2014b May;11(3):321-6.

Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*. 2007; 19(6):340-53.

Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent*. 2014 Jan;42(1):90-8.

Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic - influence of surface treatment and thermocycling. *J Appl Oral Sci*. 2011 Aug;19(4):388-95.

Bankoglu Gungor M, Yilmaz H, Aydin C, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Tiras T. Biaxial flexural strength and phase transformation of Ce-TZP/Al₂O₃ and Y-TZP core materials after thermocycling and mechanical loading. *J Adv Prosthodont*. 2014 Jun;6(3):224-32.

Biria M, Ghasemi A, Torabzadeh H, Shisheean A, Baghban AA. Assessment of microshear bond strength: self-etching sealant versus conventional sealant. *J Dent (Tehran)*. 2014 Mar;11(2):137-42.

Bitter K, Aschendorff L, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? *Clin Oral Investig*. 2014 Apr;18(3):927-34.

Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res.* 1972 51(1):75-8.

Brentel AS, Ozcan M, Valandro LF, Alarca LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007 Nov;23(11):1323-31.

Brim K, Candler BA. Changes in Oral Temperature: Drinking hot or cold liquids, chewing gum, or smoking before the temperature is taken may distort the record. *AJN The American Journal of Nursing.* 1948;48(12):772-3.

Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jasse FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent.* 2014 May;42(5):575-81.

Catelan A, Giorgi MC, Soares GP, Lima DA, Marchi GM, Aguiar FH. Effect of different monomer-based composites and acid etching pre-treatment of enamel on the microleakage using self-etch adhesives systems. *Acta Odontol Scand.* 2014 Nov;72(8):651-5.

Chan DC, Reinhardt JW, Boyer DB. Composite resin compatibility and bond longevity of a dentin bonding agent. *J Dent Res.* 1985 Dec;64(12):1402-4.

Chen JR, Oka K, Kawano T, Goto T, Ichikawa T. Carbon dioxide laser application enhances the effect of silane primer on the shear bond strength between porcelain and composite resin. *Dent Mater J.* 2010 Nov;29(6):731-7.

Cobanoglu N, Ozer F, Demirci M, Erganis O, Imazato S. Bacterial penetration of restored cavities using two self-etching bonding systems. *Eur J Dent.* 2014 Apr;8(2):166-71.

Davari A, Sadeghi M. Influence of different bonding agents and composite resins on fracture resistance of reattached incisal tooth fragment. *J Dent (Shiraz)*. 2014 Mar;15(1):6-14.

de Oliveira AL, Giro EM, Garcia PP, Campos JA, Phark JH, Duarte S. Roughness and morphology of composites: influence of type of material, fluoride solution, and time. *Microsc Microanal*. 2014;20(5):1365-72. doi: 10.1017/S1431927614012951. Epub 2014 Aug 13.

dos Santos GL, Beltrame AP, Triches TC, Ximenes-Filho M, Baptista D, Bolan M. Analysis of microleakage of temporary restorative materials in primary teeth. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2014 Apr-Jun;32(2):130-4.

Doyle F, Zehner WJ, Terndrup TE. The effect of ambient temperature extremes on tympanic and oral temperatures. *Am J Emerg Med*. 1992 Jul;10(4):285-9.

Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*. 2004 Sep;8(3):130-8.

Furuya-Yoshinaka M, Yoshinaka M, Isogai F, Maeda Y. Influence of an experimental palatal plate on thermal perception. *J Prosthodont Res*. 2009 Oct;53(4):193-6.

Galafassi D, Scatena C, Colucci V, Rodrigues-Junior AL, Campos Serra M, Corona SA. Long-term chlorhexidine effect on bond strength to Er:YAG laser irradiated-dentin. *Microsc Res Tech*. 2014 Jan;77(1):37-43.

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999 Feb;27(2):89-99.

Goiato MC, Dos Santos DM, Andreotti AM, Nobrega AS, Moreno A, Haddad MF, et al. Effect of beverages and mouthwashes on the hardness of polymers used in intraoral prostheses. *J Prosthodont*. 2014a;23(7):559-64.

Goiato MC, Nobrega AS, dos Santos DM, Andreotti AM, Moreno A. Effect of different solutions on color stability of acrylic resin-based dentures. *Braz Oral Res.* 2014b Jan-Feb;28(1). pii: S1806-83242013005000033.

Grasso JE, Catalanatto FA. The effects of age and full palatal coverage on oral stereognostic ability. *J Prosthet Dent.* 1979 Feb;41(2):215-9.

Green BG. Thermal perception on lingual and labial skin. *Percept Psychophys.* 1984 Sep;36(3):209-20.

Gumus HO, Zortuk M, Albayrak H, Dincel M, Kocaagaoglu HH, Kilinc HI. Effect of fluid contamination on reverse torque values in bone-level implants. *Implant Dent.* 2014 Oct;23(5):582-7.

Gungor HC, Canoglu E, Cehreli ZC. The effects of dentin adhesives and liner materials on the microleakage of class II resin composite restorations in primary and permanent teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2014 Spring;38(3):223-8.

Harper RH, Schnell RJ, Swartz ML. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(2):180-5.

Ilie N, Schoner C, Bucher K, Hickel R. An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *J Dent.* 2014 Jul;42(7):850-5.

Kallio TT, Lastumaki TM, Lassila LV, Vallittu PK. Influence of intermediate resin on the bond strength of light-curing composite resin to polymer substrate. *Acta Odontol Scand.* 2014 Apr;72(3):202-8.

Kim MJ, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: surface chemical aspects. *J Dent.* 2011 Nov;39(11):795-803.

Klosa K, Warnecke H, Kern M. Effectiveness of protecting a zirconia bonding surface against contaminations using a newly developed protective lacquer. *Dent Mater.* 2014 Aug;30(8):785-92.

Klosa K, Wolfart S, Lehmann F, Wenz HJ, Kern M. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *J Adhes Dent.* 2009 Apr;11(2):127-35.

Kulunk S, Kulunk T, Sarac D, Cengiz S, Baba S. Evaluation of shear bond strength of repair acrylic resin to Co-Cr alloy. *J Adv Prosthodont.* 2014 Aug;6(4):272-7.

Landayan JI, Manaloto AC, Lee JY, Shin SW. Effect of aging on tear strength and cytotoxicity of soft denture lining materials; in vitro. *J Adv Prosthodont.* 2014 Apr;6(2):115-20.

Lokhande NA, Padmai AS, Rathore VP, Shingane S, Jayashankar DN, Sharma U. Effectiveness of flowable resin composite in reducing microleakage - an in vitro study. *J Int Oral Health.* 2014 Jun;6(3):111-4.

Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials.* 1987;8(5):411-4.

Maeda T, Stoltze K, User A, Kroone H, Brill N. Oral temperatures in young and old people. *J Oral Rehabil.* 1979 Apr;6(2):159-66.

Mair L, Padipatvuthikulb P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mat.* 2010;26(2):23.

Mair LH. Surface permeability and degradation of dental composites resulting from oral temperature changes. *Dent Mat.* 1989;5(4):247-55.

Memarpour M, Kianimanesh N, Shayeghi B. Enamel pretreatment with Er:YAG laser: effects on the microleakage of fissure sealant in fluorosed teeth. *Restor Dent Endod.* 2014 Aug;39(3):180-6.

Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J*. 2008 Sep;27(5):702-9.

Michailescu PM, Marciano J, Grieve AR, Abadie MJ. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 1995 Feb;73(2):214-8.

Moore R, Watts J, Hood J, Burritt D. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod*. 1999;21(3):249-61.

Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Jan;29:295-308.

Nejatidanesh F, Savabi O, Ebrahimi M, Savabi G. Retentive strength of implant-supported base metal copings over short metal abutments using different luting agents and surface treatments. *Implant Dent*. 2014 Apr;23(2):162-7.

Nelsen RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1952 Mar;44(3):288-95.

Oba Y, Koizumi H, Nakayama D, Ishii T, Akazawa N, Matsumura H. Effect of silane and phosphate primers on the adhesive performance of a tri-n-butylborane initiated luting agent bonded to zirconia. *Dent Mater J*. 2014 33(2):226-32.

Orsi IA, Varoli FK, Pieroni CH, Ferreira MC, Borie E. In vitro tensile strength of luting cements on metallic substrate. *Braz Dent J*. 2014 Apr;25(2):136-40.

Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater*. 2009 Dec;25(12):1477-83.

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992 Mar;67(3):325-7.

Passos SP, Valandro LF, Bottino MA, Santos MJ, Santos GC Jr. Shear bond strength of resin cement bonded to alumina ceramic after treatment by aluminum oxide sandblasting or silica coating. *J Prosthodont.* 2011 Oct;20(7):561-5.

Passos SP, Valandro LF, Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Kimpara ET. Does adhesive resin application contribute to resin bond durability on etched and silanized feldspathic ceramic? *J Adhes Dent.* 2008; 10(6):455-60.

Peumans M, Hikita K, Munck J, Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. *Operative Dentistry.* 2007;32(4):372379.

Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J.* 1974 Sep 17;137(6):233-8.

Rached-Junior FJ, Sousa-Neto MD, Souza-Gabriel AE, Duarte MA, Silva-Sousa YT. Impact of remaining zinc oxide-eugenol-based sealer on the bond strength of a resinous sealer to dentine after root canal retreatment. *Int Endod J.* 2014 May;47(5):463-9.

Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig.* 2014 Aug 6. [Epub ahead of print]

Ryu MJ, Gang SN, Lim SH. Effect of silica coating on bond strength between a gold alloy and metal bracket bonded with chemically cured resin. *Korean J Orthod.* 2014 May;44(3):105-12.

Sampaio PC, de Almeida Junior AA, Francisconi LF, Casas-Apayco LC, Pereira JC, Wang L, et al. Effect of conventional and resin-modified glass-ionomer liner on dentin adhesive interface of Class I cavity walls after thermocycling. *Oper Dent.* 2011 Jul-Aug;36(4):403-12.

Santos WN. Métodos transientes de troca de calor na determinação das propriedades térmicas de materiais cerâmicos: I - o método de pulso de energia. *Cerâmica*. 2005;51 (319):205-213.

Sawani S, Arora V, Jaiswal S, Nikhil V. Comparative evaluation of microleakage in Class II restorations using open vs. closed centripetal build-up techniques with different lining materials. *J Conserv Dent*. 2014 Jul;17(4):344-8.

Schmid-Schwap M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns--a meta-analysis. *Dent Mater*. 2011 Sep;27(9):855-69.

Shafiei F, Tavangar MS, Ghahramani Y, Fattah Z. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored by silorane-based composite with or without fiber or nano-ionomer. *J Adv Prosthodont*. 2014 Jun;6(3):200-6.

Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi E. Dynamic thermomechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites. *Dent Mater*. 2008 Jun;24(6):737-43.

Silva LH, Costa AK, Queiroz JR, Bottino MA, Valandro LF. Ceramic primer heat-treatment effect on resin cement/Y-TZP bond strength. *Oper Dent*. 2012 Nov-Dec;37(6):634-40.

Souza RO, Castilho AA, Fernandes VV, Bottino MA, Valandro LF. Durability of microtensile bond to nonetched and etched feldspar ceramic: self-adhesive resin cements vs conventional resin. *J Adhes Dent*. 2011 Apr;13(2):155-62.

Souza RO, Ozcan M, Michida SM, de Melo RM, Pavanelli CA, Bottino MA, et al. Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. *J Prosthodont*. 2010 Apr;19(3):218-25.

Spierings AM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 1987; 66(8):1336-9.

Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *J Prosthet Dent.* 2011 Dec;106(6):386-98.

Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent.* 2010 May;38(5):437-42.

Tai YY, Hsu SH, Chen RS, Su WF, Chen MH. Liquid crystalline epoxy nanocomposite material for dental application. *J Formos Med Assoc.* 2015 Jan;114(1):46-51.

Tanimoto Y, Inami T, Yamaguchi M, Nishiyama N, Kasai K. Preparation, mechanical, and in vitro properties of glass fiber-reinforced polycarbonate composites for orthodontic application. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2014 Jul 23. doi: 10.1002/jbm.b.33245. [Epub ahead of print]

Terndrup TE, Allegra JR, Kealy JA. A comparison of oral, rectal, and tympanic membrane-derived temperature changes after ingestion of liquids and smoking. *Am J Emerg Med.* 1989 Mar;7(2):150-4.

Thulasidas S, Givan DA, Lemons JE, O'Neal SJ, Ramp LC, Liu PR. Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments. *J Prosthodont.* 2014 Feb;24(2):127-35.

Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014 Jul;30(7):e147-62.

Tibbetts V, Schnell R, Swartz M, Phillips R. Thermal diffusion through amalgam and cement bases: comparison of in vitro and in vivo measurements. *J Dent Res.* 1976;55(3):441-51.

Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent*. 2014 Dec;112(6):1489-97.

Ulker M, Ozcan M, Sengun A, Ozer F, Belli S. Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010 Apr;93(1):175-84.

Vanderlei A, Passos SP, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Durability of adhesion between feldspathic ceramic and resin cements: effect of adhesive resin, polymerization mode of resin cement, and aging. *J Prosthodont*. 2013 Apr;22(3):196-202.

Veli I, Akin M, Kucukyilmaz E, Uysal T. Shear bond strength of a self-adhering flowable composite when used for lingual retainer bonding. *J Orofac Orthop*. 2014 Sep;75(5):374-83.

Volchansky A, Cleaton-Jones P, Wright PG, Fatti LP. Gingival and labial vestibular temperature in young individuals. *J Dent*. 1985 Dec;13(4):323-30.

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*. 2014 Jul;42(7):800-7.

Wieckiewicz M, Boening KW, Richter G, Wieckiewicz W. Effect of thermocycling on the shear bond strength of different resins bonded to thermoplastic foil applied in occlusal splint therapy. *J Prosthodont*. 2014a Jul 3. doi: 10.1111/jopr.12190. [Epub ahead of print]

Wieckiewicz M, Opitz V, Richter G, Boening KW. Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material. *Biomed Res Int*. 2014b:150298. doi: 10.1155/2014/150298.

Yoshida K, Meng X, Kamada K, Atsuta M. Influence of surface characteristics of four silica-based machinable ceramics on flexural strength and bond strength of a dual-curing resin luting agent. *J Adhes Dent*. 2007; 9(4):407-13.

Youngson CC, Barclay CW. A pilot study of intraoral temperature changes. Clin Oral Investig. 2000 Sep;4(3):183-9.

Zandparsa R, Talua NA, Finkelman MD, Schaus SE. An in vitro comparison of shear bond strength of zirconia to enamel using different surface treatments. J Prosthodont. 2014 Feb;23(2):117-23.

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido

(Ciclagem intrabucal)

Caro(a) Senhor(a)

Eu, Caroline Cotes Marinho, aluna do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, especialidade Prótese Dentária, portador do CPF 123.250.477-76, vou realizar uma pesquisa cujo título é: “Desenvolvimento e validação de um novo protocolo para ciclagem térmica de materiais dentários”. O objetivo desta pesquisa é envelhecer uma cerâmica e cimento em boca. Por meio desse estudo *in situ*, nós poderemos simular depois em laboratório o que ocorre em boca para testar os materiais. No entanto, torna-se necessário a utilização de um dispositivo bucal removível em resina onde serão fixadas as amostras dos materiais a serem pesquisados. Para isso, precisamos realizar uma moldagem da arcada superior e inferior para que possamos confeccionar o dispositivo removível específico para sua arcada. Este aparelho deverá ser usado por um período de 30 dias, durante o dia e a noite, sendo removido apenas para higienização. A higiene bucal deverá ser realizada normalmente, inclusive no dispositivo, e seu uso não trará nenhum prejuízo a sua saúde em qualquer momento. Todos os voluntários receberão profilaxia profissional, controle de placa e aplicação de flúor.

O Sr.(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas e sobre o andamento do trabalho, que terá a supervisão do Professor Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, situada na Av. Engº Francisco José Longo, 777 – CEP 12245000, em São José dos Campos-SP, fone 012-3947-9076, Janete Dias Almeida ou Carlos Guedes e-mail: janete@fosjc.unesp.br ou guedes@fosjc.unesp.br.

Informo que será garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento e assim deixar de participar do estudo. Também não haverá custo nem pagamento pela Colaboração.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecido(a) a respeito das informações que leram para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo em participar sabendo quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa. Concordo em participar voluntariamente deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade, prejuízo ou perda de qualquer benefício que possa ter adquirido.

NOME/RESPONSÁVEL: _____

RG _____ CPF _____

Endereço completo:- _____

Assinatura do Voluntário

Assinatura do Pesquisador

APÊNDICE B – Termo de consentimento livre e esclarecido

(Mensuração da temperatura bucal)

Caro(a) Senhor(a)

Eu, Caroline Cotes Marinho, aluna do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, especialidade Prótese Dentária, portador do CPF 123.250.477-76, vou realizar uma pesquisa cujo título é: “Desenvolvimento e validação de um novo protocolo para ciclagem térmica de materiais dentários”. O objetivo desta pesquisa é avaliar, a variação de temperatura bucal durante três dias. Por meio desse estudo *in situ*, nós poderemos simular depois em laboratório o que ocorre em boca para testar os materiais. No entanto, torna-se necessário a utilização de um dispositivo bucal removível em resina onde será fixado o sensor. Para isso, precisamos realizar uma moldagem da arcada superior e inferior para que possamos confeccionar o dispositivo removível específico para sua arcada. Este aparelho deverá ser usado por um período de 3 dias, durante o dia e a noite, sendo removido apenas para limpeza. A higiene bucal deverá ser realizada normalmente, inclusive no dispositivo, e seu uso não trará nenhum prejuízo a sua saúde em qualquer momento. Todos os voluntários receberão profilaxia profissional, controle de placa e aplicação de flúor.

O Sr.(a) tem a garantia de acesso, em qualquer etapa do estudo, sobre qualquer esclarecimento de eventuais dúvidas e sobre o andamento do trabalho, que terá a supervisão do Professor Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética (CEP) da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos-UNESP, situada na Av. Engº Francisco José Longo, 777 – CEP 12245000, em São José dos Campos-

SP, fone 012-3947-9076, Janete Dias Almeida ou Carlos Guedes e-mail: janete@fosjc.unesp.br ou guedes@fosjc.unesp.br.

Informo que será garantida a liberdade da retirada do consentimento a qualquer momento e assim deixar de participar do estudo. Também não haverá custo nem pagamento pela Colaboração.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido esclarecido(a) a respeito das informações que leram para mim, descrevendo o estudo a ser realizado e concordo em participar sabendo quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes, e que minha participação não implicará em nenhuma despesa. Concordo em participar voluntariamente deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade, prejuízo ou perda de qualquer benefício que possa ter adquirido.

NOME/RESPONSÁVEL: _____

RG _____ CPF _____

Endereço completo:- _____

Assinatura do Voluntário

Assinatura do Pesquisador

APÊNDICE C – Instruções para os voluntários

Caro (a) voluntário (a),

Desde já agradecemos sua participação neste trabalho. Os resultados colhidos com sua participação serão de relevância considerável para as pesquisas odontológicas. Para que os resultados desta pesquisa possam ser analisados da forma mais correta possível, gostaríamos que fossem seguidas as seguintes considerações:

- 1) O kit que você receberá contém: 1 escova de dentes, uma pasta de dentes, um aparelho móvel com um sensor e um diário. Cuide com cuidado destes ítems.
- 2) Realize sua higienização bucal de forma costumeira. O aparelho pode ser lavado e escovado também após as refeições. Lembre-se de sempre anotar no diário.
- 3) Você deverá tentar realizar o máximo de ingestão de alimentos e bebidas com o aparelho em posição.
- 4) Você receberá um diário. Neste diário deverá conter a data e a hora de qualquer movimentação do aparelho e conseqüentemente do sensor. Estas informações são importantes para posterior análise dos registros de temperatura. De preferência, seu relógio deverá estar de acordo com o do pesquisador para correta interpretação dos dados. Siga o exemplo abaixo:

Data	Hora	Ação
05/06/2013	16:45:02	Remoção do aparelho para escovação
05/06/2013	16:50:43	Colocação do aparelho
05/06/2013	17:20:54	Água (gelada, temperatura ambiente etc)
05/06/2013	18:50:05	Jantar
05/06/2013	19:30:05	Término jantar.

- 5) O pesquisador deverá recolher o aparelho removível **as 8 h, um horário a combinar (entre 11h e 16h) e uma última leitura as 22**

hs, para a leitura e análise, assim que a memória do dispositivo ficar completa. O período total do uso do aparelho é de 72 h.

- 6) Qualquer dúvida, ou problema, não hesite em conversar com o pesquisador, seja por telefone (12 81176222) ou email (caroline_cotes@yahoo.com.br). Mais uma vez, gostaria de agradecer imensamente sua colaboração e paciência.

Atenciosamente, Caroline Cotes

ANEXO A - Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE SÃO JOSÉ
DOS CAMPOS-UNESP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Desenvolvimento e validação de um novo protocolo para ciclagem térmica de materiais dentários

Pesquisador: Caroline Cotes Marinho

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 12495813.4.0000.0077

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 208.404

Data da Relatoria: 19/02/2013

Apresentação do Projeto:

Este trabalho tem como objetivo avaliar a variação térmica que ocorre em ambiente bucal; prever a quantidade de ciclos térmicos e qual a variação de temperatura ocorre durante determinados períodos de tempo e comparar os resultados de resistência de união de palitos quando submetidos a várias formas de envelhecimento. Para tal, será instalado um sensor térmico wireless no palato de um aparelho removível de seis voluntários, e estes serão monitorados durante três dias para desenvolvimento de um novo protocolo de ciclagem térmica. Após esta etapa, 40 blocos cerâmicos (Vita Mark II) serão cimentados entre si (N=20), divididos em cinco grupos (n=5) e cortados em fatias. As fatias serão submetidas aos seguintes tipos de envelhecimento: teste imediato (sem envelhecimento); armazenagem em água por 30 dias; protocolo de ciclagem térmica desenvolvido neste estudo; à ciclagem intra-bucal; e ao protocolo de ciclagem térmica estabelecido pela norma ISO 11405 (2003). As fatias serão cortadas em palitos, os quais serão submetidos ao teste de microtração. A análise de falha será feita com o auxílio de um estereomicroscópio. Os valores de resistência de união serão tabulados e submetidos a uma análise estatística compatível com os resultados encontrados.

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777

Bairro: Jardim São Dimas

CEP: 12.245-000

UF: SP

Município: SAO JOSE DOS CAMPOS

Telefone: (12-)3947-9078

Fax: (12-)3947-9010

E-mail: ceph@fosjc.unesp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE SÃO JOSÉ
DOS CAMPOS-UNESP



Objetivo da Pesquisa:

Este trabalho tem como objetivo avaliar os protocolos de ciclagem térmica utilizados para envelhecimento dos materiais dentários

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O trabalho não terá riscos, uma vez que o aparelho móvel será confeccionado a partir de um modelo e o aparelho assemelha-se a contenção utilizada após o uso de aparelho fixo, então, ele não induz nenhuma força para movimentação dentária. O presente trabalho será capaz de desenvolver e validar um protocolo de envelhecimento com ciclagem térmica semelhante ao que ocorre em boca. Assim, os resultados dos estudos in vitro que utilizarem este protocolo serão mais confiáveis.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A Pesquisa foi apresentada de forma clara, com a metodologia coerentes com os objetivos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentado adequadamente.

Recomendações:

-

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

-

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado de acordo com o parecer emitido aprova o projeto

SAO JOSE DOS CAMPOS, 28 de Fevereiro de 2013

Assinador por:
JANETE DIAS ALMEIDA
(Coordenador)

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12-)3947-9078 Fax: (12-)3947-9010 E-mail: ceph@fosjc.unesp.br

ANEXO B – Comprovante de envio do artigo**Assunto:**Submission Confirmation for your paper**Data:**2015-01-10 14:44**Remetente:**"Dental Materials" <dentistry.dentmatj@manchester.ac.uk>**Para:**estevao@fosjc.unesp.br

Full Length Article

Dear Dr. Estevao kimpapa,

Your submission entitled "Thermocycling aging: Are you sure about the protocol used in your research?" has been received by Dental Materials

You may check on the progress of your paper by logging on to the Elsevier Editorial System as an author. The URL is <http://ees.elsevier.com/dema/>.

Your username is: estevao

If you need to retrieve password details, please go to: http://ees.elsevier.com/dema/automail_query.asp

Your manuscript will be given a reference number once an Editor has been assigned.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Elsevier Editorial System
Dental Materials