

DIANA CAPELLI BARCA

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DA CERÂMICA, DO TEMPO
DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO E DO CIMENTO RESINOSO NA
RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTRAÇÃO DE UMA
CERÂMICA VÍTREA CIMENTADA À DENTINA HUMANA**



2010

DIANA CAPELLI BARCA

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DA CERÂMICA, DO TEMPO
DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO E DO CIMENTO RESINOSO NA
RESISTÊNCIA DE UNIÃO À MICROTRAÇÃO DE UMA
CERÂMICA VÍTREA CIMENTADA À DENTINA HUMANA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós- Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli

São José dos Campos

2010

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2008

B235i Barca, Diana Capelli.
Influência da espessura da cerâmica, do tempo de fotopolimerização e do
cimento resinoso na resistência de união à microtração de uma cerâmica
vítrea cimentada à dentina humana / Diana Capelli Barca. __ São José dos
Campos : [s.n.], 2010
92f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de
Odontologia de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2010.
Orientador: Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli

1. Cerâmica. 2. Microtração. 3. Dentina humana. I. Pavanelli, Carlos Augusto.
II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos
Campos. III. Título

tD15

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por
qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 14 de Junho de 2010 .

Assinatura :

E-mail: dianacapelli@gmail.com

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli (orientador)
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista – UNESP

Prof. Dr. Henrique Cerveira Netto
Faculdade de Odontologia de São Paulo
Universidade Paulista – UNIP
Faculdade de Odontologia de Santos
Universidade Metropolitana - UNIMES

Prof. Adj. Rodrigo Othavio de Assunção e Souza
Departamento de Odontologia Restauradora
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Paraíba

São José dos Campos, 07 de Junho de 2010

Dedicatória

Deus está sempre presente em meu dia-a-dia, nos momentos mais difíceis dando-me forças para prosseguir, mas principalmente nos momentos alegres permitindo me compartilhá-los.

Impróprio dizer que este trabalho é obra de apenas uma pessoa, como mostra a capa, mas sim de muitas que me incentivaram e não me deixaram esmorecer durante esta jornada. A essas pessoas meus sinceros agradecimentos.

Aos Meus pais, Mário e Mercedes

Vocês sempre me consideram capaz de fazer coisas que sempre acho impossível.

Mãe:

Você tem o maior coração desse mundo! Dentro desse coração eu me refugiei em muitos momentos da minha vida... E que todos saibam que nunca me faltou espaço, por mais aflita ou angustiada que sua alma pudesse estar. Às vezes, não sei se estou viva pelas batidas do meu ou do seu coração... Mas, sem dúvidas, são as batidas desse coração que motivam a minha vida, que me enchem de esperança e que me fizeram chegar até aqui. Incondicional. É assim que recebo seu amor... Você é **MÃE** no sentido mais completo e sublime dessa palavra!

Pai:

No seu labor, o meu descanso... Nas suas preocupações, a minha tranquilidade... Na sua luta, a minha vitória... Nos seus cabelos brancos, a minha juventude... Nas suas noites de insônia, os meus sonhos... O que seria de mim sem você, **pai**? Olhar sempre atento a todas as minhas necessidades! TODAS! Nunca me deixou faltar absolutamente nada e, quando eu pensei em desistir, foram os seus olhos que transmitiram o estímulo, a dignidade e a coragem para seguir em frente. Meu exemplo, meu herói, meu melhor e eterno AMIGO!

Obrigada por me ensinarem o valor da educação e de quão importante é a busca do saber. Obrigada pelo amor, dedicação e pelo exemplo de honestidade, seriedade e responsabilidade.

Meu amor por vocês transcende qualquer medida...

Esta vitória sem o amor de vocês não existiria

Amo muito vocês!

Homenagem

Marília, minha irmã

Obrigada pela ajuda e compreensão nas minhas ausências. Muitas vezes você foi meu braço direito e esquerdo em nosso consultório. Obrigada pela luz que você colocou no mundo, minha afilhada **Isabele**,

Isabele, você é a luz da nossa casa. Sinto um amor por você que jamais pensei ser possível. Amamos você!

À minha querida irmã do coração, **Mirian Novaes**, que, mesmo com a distância, ainda estava tão presente no meu curso de mestrado. Saudade de nossa convivência...!

Nelson

Não importa o quanto essa nossa vida nos obriga a ser sérios... Todos nós procuramos alguém para sonhar... brincar... amar... e tudo o que precisamos é de uma mão para segurar e um coração para nos entender. Obrigada pelo seu carinho, amor, compreensão e companheirismo.

Aos meus "sogros" **Antônio e Lucília**, que me acolheram como filha. Vocês têm o meu respeito e minha admiração.

Vó Palmyra, a você, minha imensa admiração pela mulher forte, guerreira e batalhadora.

Minha Família (cunhados, tios, primos e agregados) Amo cada um de vocês e mesmo distantes, sabemos que jamais estamos sozinhos. Os caminhos são diferentes, mas quando precisamos ali estamos nós em qualquer situação, acolhendo uns aos outros.

Ao **Prof. Dr. Bottino**, um ícone da odontologia, não só por todo o conhecimento que exala, mas também pelo grande amor e dedicação que demonstra pela nossa profissão. Agradeço por ter tido a oportunidade de ser sua aluna e por fazer de mim uma profissional sempre pronta a difundir seus ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Henrique Cerveira Netto**, foi mais do que um pai na minha formação odontológica, um profissional ímpar, que tive a honra de ser aluna de graduação e pós graduação. Obrigada pelo privilégio da convivência rica em conhecimentos, pelo incentivo e experiência transmitidas, válidos tanto para a prótese como para a vida (sem os quais eu não teria chegado até aqui) e principalmente pela amizade. Minha eterna gratidão pela confiança creditada a mim.

Ao meu orientador **Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli**, pela presteza, e constante atenção. Pela transmissão de conhecimentos. Por concordar com a execução laboratorial desta tese

Profa. Dra Mutlu Özcan, Prof. Dr. Luiz Felipe Valandro e Prof. Titular Álvaro Della Bona, por todos os ensinamentos que me transmitiram, pelo carinho e amizade formadas ao longo desses anos de convívio.

Ao **Prof. Dr. Emílio Carlos Zanatta** por ter me ensinado a dar os primeiros passos na Odontologia. Obrigada pelo carinho, paciência e amizade que transcendem a profissão.

Ao **Prof. Dr. Marco Antonio Meloncini** pela amizade e contribuição para minha formação científica e profissional.

Aos meus colegas da Pós-graduação, a todos que, de formas variadas, me ajudaram a pensar, refletir, indagar e seguir caminhos. Mas principalmente pela amizade, pelas alegrias compartilhadas, pelas longas horas de conversas de viagens. Para todos aqueles que “arrastei” às 6ª feiras. Todos vocês contribuíram de alguma forma para a realização deste sonho.

Aleska, Aline Brentel, Anderson, Celina, Kaizo, Fernanda, Flávia, Gabriel, Gustavo, Graziela, Humberto, José Renato, Lilian, Liliana, Lucas Hian, Lucas Zogheib, Luis Guilherme, Mariana, Marina, Paula, Priscilla, Regina, Renata Faria, Renata Melo, Rodrigo Othavio, Helga Adachi, Sabrina, Sandra, Sheila, Silvia, Susana, Vanessa.

Sandrinha, obrigada pela companhia, conselhos e ensinamentos a cada viagem. Foram imprescindíveis. Nossa amizade será eterna.

Prof. Dr. Rodrigo Othavio, um dia você foi meu aluno e hoje é meu mestre. Não tenho como agradecer o carinho, os ensinamentos, toda atenção e amizade da qual tenho o privilégio de desfrutar.

Sheila, Aleska, Celina e Priscilla obrigada pela “acolhida”, pelo cantinho que me emprestaram a cada noite que precisei dormir em São José dos Campos. Foi ótimo!!

Prof. Dr. Guilherme Saavedra, obrigada pelos ensinamentos, incentivos nesta nova caminhada e principalmente por me ouvir quando eu precisei. Você não sabe o quanto me ajudou.

Meus colegas de curso **Humberto** e **Priscilla**. Nossa convivência acadêmica termina aqui, mas meu carinho e amizade serão eternos. Obrigada pela companhia nas melhores (e algumas intermináveis) aulas. Pelos momentos de ciência, pesquisa e happy hour.

Agradecimentos

À Diretora Técnica dos Serviços de Biblioteca e Documentação, **Ângela de Brito Bellini**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

Aos **funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** pela ajuda na execução de todas as tarefas.

Aos **funcionários da Limpeza do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, pelo carinho e por nos possibilitar trabalhar em um ambiente sempre limpo e organizado.

Aos técnicos de laboratório, **Maria Inês Moreira dos Santos e Fernando Carlos Fontes**, pelo carinho, amizade e por todas as infinitas vezes que nos deram suporte nos trabalhos realizados em laboratório.

Ao técnico de laboratório **Antonio Richardson de Almeida Salgueiro** pela elaboração da parte laboratorial desta pesquisa.

Ao Prof. **Ivan Balducci**, pela amizade, carinho, atenção e pela paciência durante as “aulas particulares” de estatística. Muito obrigada pela disponibilidade na realização da parte estatística deste trabalho.

Às secretárias e amigas **Suzana Cristina de Oliveira, Eliane Wenzel e Clélia Aparecida de P. Martins** do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelo carinho, pela amizade e dedicação a mim dispensada, em todos os momentos. Muito obrigada por terem contribuído para tornar os meus dias ainda mais felizes. Meus sinceros agradecimentos

Às secretárias da seção de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, por todas as vezes que me orientaram de maneira tão eficiente e prestativa.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, **Prof. Adjunto Estevão Tomomitsu Kimpara**, pela amizade e carinho que sempre me dispensou.

Aos **Professores das Disciplinas de Materiais Odontológicos e da Disciplina Prótese Parcial Removível**, pelo carinho e momentos de convivência sincera.

Ao **Professores Dr. Fernando Eidi Takahashi** da Disciplina de Prótese Parcial Fixa Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pelos ensinamentos transmitidos e pela oportunidade de participar das atividades clínicas e laboratoriais da Disciplina de Prótese Fixa.

Aos **Professores do Programa de Pós- Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como, pelo prazer de ter convivido com todos durante os anos de minha Pós-Graduação.

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Dr. **José Roberto Rodrigues** e Vice diretor Prof. Dr. **Carlos Augusto Pavanelli**

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pelo Prof. Adjunto **Clóvis Pagani**, pela oportunidade concedida.

Aos **Professores do Programa de Pós- Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

À **Professora Odila Vitória Rocha da Costa**, diretora do Banco de Dentes Humanos da UNIP – Universidade Paulista – sem a sua ajuda, empenho e dedicação, este trabalho não seria possível.

**“Feliz aquele que transfere o que sabe
e aprende o que ensina.”**

Cora Coralina

SUMÁRIO

RESUMO	14
LISTA DE FIGURAS	15
LISTA DE QUADROS E TABELAS	18
ABREVIATURAS E SIGLAS	19
1 INTRODUÇÃO	20
2 REVISÃO DA LITERATURA	24
2.1 Ensaio Mecânicos	25
2.2 Tratamento da superfície cerâmica	35
2.3 Espessura da cerâmica X resistência adesiva ao cimento	43
2.4 Tipo e tempo de fotopolimerização do cimento.....	49
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAL E MÉTODO	54
4.1 Método	54
4.1.1 Seleção e preparo dos dentes	54
4.2 Material	55
4.2.1 Confecção dos blocos cerâmicos	57
4.2.3. Tratamento da superfície dentinária	61
4.2.4 Tratamento da superfície cerâmica	62
4.2.5 Cimentação	63
4.2.6 Corte dos conjuntos e obtenção dos corpos-de-prova.....	65
4.2.7 Ciclagem térmica e armazenamento	66
4.2.8 Ensaio de microtração	67
4.4 Análise estatística.....	69
5 RESULTADOS	70
6 DISCUSSÃO	76
6.1 da polimerização.....	76

6.2 da metodologia	80
6.3 da espessura	84
6.4 da termociclagem	85
7 CONCLUSÃO	87
8 REFERÊNCIAS	88
APÊNDICE A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos	97
APÊNDICE B – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos	98
ABSTRACT	99

Barca DC. Influência da espessura da cerâmica, do tempo de fotopolimerização e do cimento resinoso na resistência de união à microtração de uma cerâmica vítrea cimentada à dentina humana [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2010

RESUMO

Este estudo avaliou a influência da espessura da cerâmica, do tempo e tipo de fotopolimerização do cimento resinoso na resistência da união entre uma cerâmica vítrea e a dentina coronária humana. A hipótese é a de que o tipo e o tempo de fotopolimerização do agente cimentante e a espessura da cerâmica influenciem na resistência de união entre cimento e dentina. Foram selecionados cento e doze dentes molares humanos hígidos que foram incluídos em resina acrílica e tiveram a superfície oclusal cortadas em máquina Labcut, expondo a dentina planificada. Dois grupos foram tiveram a dentina condicionada com ácido fosfórico 37% lavada e aplicado adesivo (Excite, Ivoclar) fotopolimerizando por 20s. No grupo controle (n=16), utilizou-se cimento auto-adesivo. Foram confeccionados cento e doze blocos (6 x 6 mm) de cerâmica feldspática (Vita PM9) com três espessuras: 1, 2 e 3 mm que tiveram a superfície de cimentação tratada

a com ácido fluorídrico 10%, lavada, seca e silanizada. Os blocos cerâmicos foram cimentados, de acordo com o grupo experimental: Variolink II (Ivoclar Vivadent); e fotopolimerizados com LED por 40 ou 80 segundos de fotopolimerização ou cimento Multilink II (no grupo controle). Assim, formaram-se sete grupos (n=16). Os espécimes foram armazenados em água destilada (37°C) por 24 horas e seccionados em dois eixos, X e Y, para a obtenção dos espécimes. Cada grupo (N=16) foi subdividido em 2 (n=8) onde um grupo foi termociclado e o outro submetido ao ensaio de microtração 24 horas após a cimentação. Esse palito (cerâmica/dente) foi fixado no dispositivo de microtração Erios, levado à máquina de ensaio universal e testado com velocidade de 1 mm/min. Os valores médios obtidos (MPa) foram à análise de Variáveis ANOVA 3- fatores, teste de Dunnett e ao teste de Tukey (5%). A resistência adesiva foi significativamente influenciada pelos fatores tempo de fotopolimerização, espessura da cerâmica, termociclagem.

Palavras-chave: Cimento Resinoso. Cerâmica. Microtração. Dente Humano

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1 Preparo do corpo de prova. a) terceiro molar humano posicionado com delineador para ser incluído em resina acrílica autopolimerizável; b) dente incluído em resina 53
- FIGURA 2 Preparo do corpo de prova. a) terceiro molar humano incluído em resina acrílica autopolimerizável; b) corte da superfície oclusal; c) dentina exposta e planificada 57
- FIGURA 3 Confecção do padrão de cera para fundição da cerâmica: a) padrões de cera nas 3 espessuras diferentes.; b) matriz de alumínio; c) enceramento dos padrões de cera 57
- FIGURA 4 Os sprues esféricos são ligados com cera ao centro da base formadora de cadinho e têm um ângulo de 45°- 60° em relação a parede do anel de revestimento 58
- FIGURA 5 Injeção da cerâmica VITA PM9: a) inserindo a pastilha injetável; b) colocação o embolo injetável 58
- FIGURA 6 Remoção da cerâmica do revestimento: a) corte do material de revestimento com um disco diamantado. b) cerâmica removida do revestimento e jateada com de óxido de alumínio 59

FIGURA 7	Bloco cerâmico após fundição, acabamento e polimento, nas 3 medidas: a) 1mm; b) 2mm e c) 3mm	59
FIGURA 8	Tratamento da superfície do dente: a) aplicação de ácido fosfórico por 20 s.; b) aplicação do adesivo após lavagem e secagem c) fotopolimerização do adesivo por 20 s	61
FIGURA 9	Tratamento da superfície da cerâmica: a) aplicação de ácido fluorídrico b) aplicação do silano Monobond –S, após lavagem e secagem	62
FIGURA 10	Cimentação: a) dispositivo metálico; b) base do dispositivo com o dente; c) dispositivo fechado com o dente preparado; d) dispositivo com dente e a cerâmica	64
FIGURA 11	Cimentação: a) dispositivo metálico com o dente e a cerâmica já cimentada; b) torquímetro aplicando carga equivalente à 750g; c) fotopolimerização.....	65
FIGURA 12	Corte do conjunto dente/cerâmica nos sentidos X e Y para obtenção dos corpos de prova	66
FIGURA 13	Mensuração da área do cp a) esquema do corpo de prova em forma de barra ou palito; b) mensuração do cp com paquímetro	67

FIGURA 14 Ensaio de microtração a) corpo de prova preso ao dispositivo de microtração ERIOS; b) dispositivo preso à máquina de ensaio universal EMIC 68

FIGURA 15 Gráficos da estatística: a) Grupo Controle Termociclado (G13) comparado com todos os grupos experimentais b) Grupo Controle não Termociclado (G14) comparado com todos os grupos experimentais 74

LISTA DE QUADROS E TABELAS

QUADRO 1	Nome comercial, fabricante, composição dos materiais usados para a confecção dos corpos de prova	56
QUADRO 2	Grupos experimentais conforme os fatores de estudo	60
TABELA 1	Número de cp e percentual (%) de distribuição das fraturas ocorridas no teste de microtração.....	71
TABELA 2	Análise de Variância para os dados de resistência adesiva (MPa)	72
TABELA 3	Média dos dados de resistência adesiva (MPa).....	72
TABELA 4	Média dos dados de resistência adesiva (MPa) na ausência de TC.....	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- AFL = Ácido fluorídrico
 Al_2O_3 = Óxido de alumínio
Bis-GMA = Bisfenol Glicidil Metacrilato
CAD/CAM = Computer Aided Designing / Computer Aided Machining
cp = Corpo-de-prova
EDS = Análise espectroscópica de energia dispersiva
FEA = Análise de elementos finitos
FFA = Flúor fosfato acidulado
°C = Grau Celsius
h = Hora
Kgf = Kilograma força
 μm = Micrômetro
MEV = Microscópio eletrônico de varredura
min = Minuto
mm = Milímetro
MMA = Meta metil metacrilato
 $mm.min^{-1}$ = Milímetro por minuto
 mm^2 = Milímetro quadrado
MPa = Mega Pascal
m/s = Metros por segundo
 mW/cm^2 = Miliwatts por centímetro quadrado
s = Segundo
TC = Termociclagem
TEG-DMA = Dimetacrilado de trietil glicol
TMSPMA = Metacrilato de trimetox silil propil
Y-TZP = Zircônica tetragonal parcialmente estabilizada por ítria

1 INTRODUÇÃO

O material cerâmico, conhecido como porcelana, mantém um lugar especial na Odontologia, principalmente por sua qualidade estética, durabilidade, polimento e capacidade de reproduzir a estrutura dental perdida. Porém, apresenta algumas limitações: a qualidade e a longevidade da restauração dependem, em boa parte, do técnico, e de características do próprio material, como a friabilidade, que pode contribuir para causar grande número de fraturas. Apesar disso, têm-se buscado meios de melhorar suas propriedades sem que haja prejuízo à estética. (Ritter, A V; Baratieri, L N; 1999). Sua translucidez, resistência à compressão, estabilidade de cor e mimetismo com o dente não podem ser ainda, igualadas a nenhum outro material, exceto pelas próprias porcelanas (Van Noort, 2004; Wang et al, 2007). Os sistemas livres de metal, também conhecidos como “metal-free”, ou ainda sistemas “all-ceramics”, tiveram sua propriedade estética melhorada, permitindo a confecção de peças protéticas com comportamento óptico semelhante ao dente natural e desempenho físico e mecânico similar aos sistemas metalocerâmicos (Bottino, 2001).

Inlays, onlays, veneers e overlays cerâmicos ganharam popularidade pelas suas qualidades de estética superiores às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, as restaurações cerâmicas são muito frágeis e na maioria das situações precisam estar aderidas às estruturas dentais com agentes cimentantes resinosos. Neste contexto, a força de adesão entre o cimento resinoso e a cerâmica depende de vários fatores, tais como: composição do material cerâmico, do cimento resinoso, silano utilizado e tratamento de superfície que a cerâmica recebeu. É inegável que, nos últimos anos, a Odontologia Estética

Adesiva não somente ocupou uma posição de destaque na Odontologia Restauradora, mas também se consolidou como um dos principais tópicos da investigação científica. (Estrela, 2005). Numerosas opções têm sido sugeridas, e essas são, geralmente, combinações de vários métodos condicionantes mecânicos e químicos, utilizados para aperfeiçoar a adesão da cerâmica e cimentos. (Shiu *et. al*, 2007).

O desempenho clínico das restaurações parciais em cerâmica feldspática está diretamente relacionado ao procedimento de cimentação, que envolve a união entre diferentes substratos (cerâmica e estrutura dental) (Hayashi *et. al*, 2000) (Santos *et. al*, 2004), sendo a integridade do cimento, um fator importante na longevidade das restaurações cimentadas adesivamente, já que as falhas geralmente originam nessa camada (substrato). (Amaral *et al*, 2006).

Diversos estudos clínicos têm relatado que fraturas (el-Mowafy OM *et al*, 2000; Hayashi M *et al*, 2000; Goracci C *et al*, 2004), descolamento (Matinlinna JP, *et al*, 2004; Santos *et al*, 2004; Tapety CMC *et al*, 2004), além da irritação pulpar devido à insuficiente polimerização do cimento com consequente liberação de monômeros não polimerizados, são as principais causas de insucessos das restaurações metal free e estão particularmente vinculados aos procedimentos de cimentação. Segundo alguns estudos, fatores como polimerização do agente cimentante e espessura da restauração cerâmica estão diretamente ligados a este aspecto. (Cavel *et al*, 1988; Angungor *et. al*, 1994).

Polimerização dos agentes cimentantes tem sido preconizada para as restaurações metal free. Quando comparados, os materiais fotopolimerizados oferecem vantagens clínicas de maior tempo de trabalho e aumento da estabilidade de cor. Independente do tipo de cimento selecionado (fotopolimerizado, dual, químico), a camada de cimento deve ter polimerização adequada. Isto é um fator crucial para assegurar ótima adesão entre a interface da cerâmica e do agente cimentante, bem como uma ótima propriedade física. (Angungor *et. al*,

1994). Já a efetividade da polimerização de um cimento resinoso pode ser ditada pelo tipo e tempo da fotopolimerização, tipo e espessura da cerâmica (ácido sensível ou ácido resistente) (Valandro *et al*, 2005).

Há várias espessuras nas restaurações em diferentes regiões, por exemplo, a espessura das facetas varia em cada região e pode ser maior do que 1 mm próxima da região da borda incisal e somente 0,3 mm no terço gengival. Situações mas críticas são encontradas em restaurações do tipo inlay, onlay, overlay e coroas totais, devido à maior espessura da cerâmica. Consequentemente, embora a ponteira do fotopolimerizador possa estar em contato indireto com a superfície da faceta, a distância entre a ponteira e a superfície do agente cimentante pode variar significativamente ao longo do interior da faceta (Rasetto *et. al*,2004).

Os cimentos resinosos duais mostraram diferente cinética de polimerização em função das condições de fotopolimerização. Além disso, quando a restauração de cerâmica é mais espessa do que 2mm, o tempo de fotopolimerização deve ser aumentado além da recomendação do fabricante. Os dentistas precisam estar cientes das características de cada cimento resinoso para que eles possam escolher o material ideal para cada situação clínica (Lee B, 2008).

Muitos fatores afetam a fotopolimerização dos cimentos resinosos: composição dos materiais (incluindo opacidade), a escolha de foto iniciadores e a concentração do iniciador. Embora os fabricantes determinem a composição dos materiais e estabeleçam o tempo de irradiação recomendada, alguns materiais podem requerer tempos maiores de fotopolimerização para que ocorra uma polimerização adequada da camada de cimento, melhorando a união da interface dente/cimento (Fan *et, al*, 2002).

O sucesso de uma restauração cerâmica depende primeiramente da durabilidade da adesão entre a cerâmica e o agente cimentante e respectivamente entre o agente cimentante e o esmalte e a

dentina. Quando usados cimentos resinosos, a força de adesão poderá ser determinada pela adequada polimerização do cimento resinoso fotopolimerizados através da cerâmica, uma quantidade substancial de luz pode ser perdida pela absorção, dispersão ou transmissão, um fato que justifica a fabricação de unidades fotopolimerizadoras de intensidade cada vez alta (Ilie, N.; Hickel, R, 2008)

Neste sentido, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência da espessura da cerâmica, do tempo de fotopolimerização e do cimento resinoso na resistência de união à microtração de uma cerâmica vítrea cimentada à dentina humana.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Oilo (1993) realizou uma revisão de literatura sobre testes de adesão e seus significados. A resistência adesiva e a força por unidade de área necessária para romper uma ligação. Os testes de resistência da união também poderiam ser chamados “testes de descolamento”. O propósito foi romper esta ligação e tentar estabelecer um valor numérico que represente o quão forte era aquela adesão. Os testes utilizados para este propósito foram os testes de tração e o teste de cisalhamento. Nos testes de tração, a adesão é rompida por uma força incidindo em um ângulo de 90° (perpendicular) à superfície do dente. O maior problema é manter o alinhamento tanto do dente quanto da força durante o teste, evitando que haja concentração de estresse devido à geometria interfacial incorreta. No teste de cisalhamento, a adesão é rompida por uma força incidindo paralelamente à superfície do dente. Um documento da International Organization for Standardization (ISO) afirma que o material necessário para um teste de cisalhamento é um bloco sólido para a fixação da amostra e uma lâmina conectada a uma máquina na qual se pode determinar a velocidade de incidência da força. Neste documento da ISO, também afirmou-se que a utilização de dentes humanos para pesquisas de adesão, deve-se limitar a dentes armazenados entre 1 a no máximo 6 meses após a extração. Os testes de adesão, segundo o autor, fornecem uma boa indicação de como uma determinada combinação de adesivo e cimento irá funcionar.

Valandro *et al* (2005) classificou as cerâmicas como ácido-sensíveis ou *glass ceramic* (cerâmicas feldspáticas, leucíticas e a base de dissilicato de lítio) e cerâmicas ácido resistentes ou *high ceramic* (cerâmica de alumina ou alunina/zircônica infiltradas por vidro, de zircônia

tetragonal estabilizadas por óxido de ítrio [Y-TZP], e de alumina densamente sinterizadas). As cerâmicas feldspáticas são ditas ácido-sensíveis, pois sofrem degradação da superfície pelo ácido fluorídrico, promovendo dissolução seletiva da fase vítrea.

2.1 Ensaios Mecânicos

Sano *et al.* (1994), estudaram a relação existente entre a área de superfície de união e a resistência à tração (dentina-resina composta). Vinte terceiros molares humanos extraídos foram utilizados, o esmalte da superfície oclusal foi removido, promovendo a exposição da dentina que foi recoberta com resina composta ou com cimento de ionômero de vidro com 3 a 5 mm de altura. Os corpos-de prova (cp) foram obtidos e desgastados na zona adesiva, formando uma curva ou estrangulamento, obtendo-se cp em forma de ampulheta. As amostras finais tinham secção transversal da interface retangular com dimensões entre 0,5 mm x 0,5 mm (0,25 mm²) e 4 mm x 3 mm (área de ± 12 mm²), mensuradas com o auxílio de um paquímetro digital. As extremidades das amostras foram fixadas com adesivo cianocrilato no dispositivo Bencor Multi-T (1 mm/min) e a zona adesiva encontrou-se livre para execução do ensaio. Conforme a análise dos resultados, a relação é inversa entre a área de união e a resistência adesiva, visto que os valores de resistência adesiva obtidos foram maiores para as áreas menores. A maior parte dos cp com áreas menores que 2,31 mm² apresentaram, através do MEV, rompimento adesivo. Os autores acreditam que esses fenômenos podem ser justificados pela maior quantidade de defeitos e maiores tensões em áreas maiores, gerando valores menores de resistência. A partir dos resultados, os autores sugeriram o emprego de cp com áreas adesivas entre 1,6 e 1,8 mm², pois induzem falhas adesivas na união e geram

mínima variabilidade dos valores de resistência. O método empregado para realizar este teste foi denominado “microtração”, e os autores afirmaram que além de permitir a mensuração de resistências de união elevadas sem fratura coesiva de dentina, o teste possibilita a realização de mensurações múltiplas em um único dente.

A proposta de Kato *et al.*(1996) foi avaliar a resistência adesiva, empregando o ensaio de cisalhamento, e a durabilidade de união entre diferentes sistemas de adesão e uma cerâmica feldspática. Foram confeccionados discos cerâmicos e utilizados cinco silanos e seis cimentos resinosos, constituindo seis grupos: Clearfill Porcelain Bond (CPB) + Panavia 21 (P21); Clearfill Porcelain Bond + Panavia EX (PEX); G-Cera Cosmotech II Primer (CTP) + G-Cera Cosmotech II Composite (CTC); Imperva Porcelain Primer (IPP) + Imperva Dual (IPD); Porcelain Liner M (PLM) + Super Bond C&B (SB); Tokuso Ceramics Primer (TCP) + Bistite Resin Cement (BTC). Metade dos cp foi submetida à ciclagem térmica (20000 ciclos, 4°C-60°C) para avaliar a durabilidade da união. Conforme os resultados, a resistência de união variou entre os grupos, antes da termociclagem (TC), de 65,3 MPa (CPB + PEX) a 30,3 MPa (PLM + SB), sendo 39,0 MPa (CPB + P21), 49,8 MPa (CTP + CTC), 48,5 MPa (IPP + IPD) e, por fim, 57,4 MPa (TCP + BTC). Nos cp que foram submetidos à TC, a resistência foi de 32,8 MPa, 30,3 MPa, 5,3 MPa, 5,8 MPa, 6,4 MPa e 45,2 MPa, respectivamente. O modo de falha foi avaliado e classificado em adesiva, coesiva e a combinação de ambos. Antes da TC, os espécimes exibiram falhas coesivas e mistas com fratura ocasional da cerâmica. Os seis grupos apresentaram alta resistência de união antes da TC, sendo que a redução na resistência adesiva após o envelhecimento não foi estatisticamente significativa apenas para a combinação PLM + SB, sendo este grupo o que apresentou menor valor de resistência adesiva antes da TC. Três grupos nos quais o silano é ativado pelo ácido hidrofóbico metacrilato (TCP + BTC, CPB + PEX e PLM + SB) apresentaram resistência adesiva bastante superior comparado

com os outros grupos depois da TC. Essencialmente, todos os grupos demonstraram um aumento das falhas na zona adesiva como resultado do estresse térmico ao qual foram submetidos. Portanto, os autores verificaram, conforme os resultados do estudo, que houve redução na resistência de união após a TC. Os autores concluíram que as implicações clínicas do estudo referem-se à necessidade do uso adequado na combinação entre silano e agente cimentante resinoso para se obter durabilidade de união nas restaurações cerâmicas.

Phrukkanon *et al.*(1998) analisaram a influência da área e da forma da interface de união sobre a resistência à microtração. Foram utilizados dentes molares divididos longitudinalmente: uma metade para cp cilíndricos e outra para cp retangulares. A dentina exposta foi tratada na superfície oclusal com sistemas adesivos e a resina composta foi aplicada, obtendo-se 3 mm de altura. O conjunto foi fatiado em diversos cp, sendo que os cp cilíndricos foram usinados na zona adesiva, formando uma secção circular e nos cp retangulares, a zona adesiva foi reduzida formando uma secção retangular. Ambos com áreas de: 1,1 mm², 1,5 mm² e 3,1 mm². Conforme os resultados obtidos, não houve diferença estatística entre os cp com secção circular e retangular e os valores de resistência dos cp com 1,1 mm² foram significativamente maiores que aqueles com 3,1 mm² em todos os grupos e semelhantes aos cp com 1,5 mm². Na FEA, os cp com áreas menores distribuíram mais uniformemente as tensões na interface que os cp com áreas maiores, confirmadas pela incidência de falhas adesivas. Concluiu-se que o formato dos cp teve influência insignificante e que os cp com áreas de 1,1 mm² e 1,5 mm² comportaram-se de forma semelhante no que se refere à resistência, modo de falha e distribuição de tensões.

Foi realizado um estudo comparando os métodos de microtração e cisalhamento por Schreiner *et al* (1998). Foi realizada uma secção 2 mm abaixo das cúspides de dentes humanos (terceiros molares) e, após a aplicação do adesivo e da resina composta, o conjunto dente –

resina foi fixado com adesivo cianocrilato em uma base e seccionado no sentido longitudinal em fatias com espessura de 1 mm. Na região correspondente à zona adesiva, foi realizado um desgaste nos dois lados da fatia, sendo obtida uma área retangular de $1,7 \pm 0,1$ mm². As extremidades dos cp foram fixadas com adesivo cianocrilato em um dispositivo de ensaio e, então, realizado o teste de microtração. Os cp cilíndricos utilizados no teste de cisalhamento possuíam 3,4 mm de diâmetro. Na análise de variância, verificou-se que os valores de resistência obtidos no teste de microtração foram significativamente maiores que os valores obtidos no teste de cisalhamento. Na avaliação do modo de falha, o grupo referente ao cisalhamento produziu mais falhas coesivas em dentina e compósito que na microtração, onde se observou 91% de fratura adesiva. Conforme os resultados obtidos, verificou-se que não houve diferença significativa entre os sistemas adesivos no ensaio de cisalhamento, entretanto na microtração foram observadas diferenças entre eles, sendo possível considerar esse último método superior já que foi possível avaliar a real capacidade de união de sistemas adesivos, bem como, melhor discriminar os diferentes grupos.

Pashley *et al.*(1999) fizeram uma revisão dos vários fatores relacionados com o teste de microtração. Consideraram que os testes de tração e compressão limitam a localização da área adesiva requisitada ao centro da face oclusal ou ao centro da face vestibular dos dentes estudados (áreas de 3 a 4 mm de diâmetro). Relataram que esse tipo de ensaio consistiria em uma metodologia que induziria menor quantidade de estresse durante os testes, evitando assim as fraturas coesivas, além de ser um ensaio que apresentaria níveis de variância menores (10% a 25%) do que os valores comumente encontrados em ensaios convencionais de resistência adesiva (30% a 50%). Nesse estudo, os autores descreveram as modificações do referido ensaio nos últimos anos e fizeram considerações a respeito das vantagens e desvantagens dessas modificações. Além disso, observaram que o uso

de “palitos” para os ensaios de microtração seria muito adequado, uma vez que a indução de estresse na interface adesiva durante a preparação dos corpos-de-prova nesse formato seria muito reduzida. Portanto, o ensaio de microtração tornou-se capaz de medir forças adesivas de materiais que possuíssem capacidade adesiva relativamente baixa. Os autores afirmaram que é possível se medir através dessa técnica forças adesivas menores que 5 MPa. Concluíram que o ensaio de microtração oferece uma versatilidade que não pode ser obtida com os métodos convencionais de avaliação de resistência de união, o formato das amostras não tem influência na resistência e o teste de microtração provê melhor diferenciação das resistências de união dos grupos. Os autores afirmaram que apesar dessa metodologia ser mais trabalhosa que a dos testes convencionais, é de grande potencial fornecer discernimento sobre a força adesiva de materiais restauradores utilizados na Odontologia Restauradora.

Grandes variações na resistência de união foram constatadas entre toda a superfície oclusal da dentina. Shono *et al.* (1999), em seu trabalho, propuseram determinaram a força de adesão da dentina/resina em toda a superfície oclusal em espécimes de 1 x 1 mm, constituído em sua superfície por resina composta, e a metade inferior constituída da dentina. Terceiros molares humanos extraídos tiveram a superfície oclusal removida como um único corte, por meio de um disco diamantado. Porções de resina composta foram aderidas após a dentina ser condicionada com One-Step ou MacBond. Após serem armazenadas em água a 37° C por 1 dia, os dentes foram cortados verticalmente com espessura de 1 mm. Cada fatia foi subdividida em seções verticais em 1 x 1 x 8 milímetros. Cada cp (palito) foi submetido ao ensaio de tração. O método utilizado na neste estudo detectou diferenças regionais na resistência adesiva dentina-resina. A força de adesão é variada através da superfície dentinária, e a magnitude desta variabilidade pode ser influenciada pela técnica de adesão.

Um estudo comparativo entre o ensaio convencional de tração e microtração, avaliando a resistência de união entre resina dentina e o modo de falha, foi a proposta do trabalho realizado por Chen *et al.*(2001). Molares humanos tiveram a superfície oclusal seccionada para exposição da dentina. Foram utilizados dois tipos de adesivo: Clearfil Liner Bond II (CLB) e o Single Bond (MSB), com as respectivas resinas compostas: Clearfil AP-X e Z100. Após o tratamento da superfície de adesão, a resina composta foi aplicada. Os espécimes foram obtidos, de acordo com as exigências de cada teste, para posterior ensaio de tração convencional e microtração. Todos os espécimes foram avaliados no MEV. Não houve diferença entre os adesivos utilizados para o teste de tração convencional, enquanto que para o teste de microtração o MSB apresentou resistência significativamente maior que o CLB. O teste de microtração apresentou média de resistência significativamente maior para cada material testado em relação ao teste de tração convencional. O ensaio convencional apresentou maior número de falhas coesivas na dentina e menor de falhas adesivas, enquanto falhas adesivas foram significativamente maiores para o ensaio de microtração nos dois sistemas adesivos estudados. Os resultados sugeriram que o teste de microtração pode potencialmente prover aspectos mais reais da união resina-dentina que o de tração convencional.

A adesão e a durabilidade de união entre diferentes agentes cimentantes resinosos duais, uma cerâmica aluminizada infiltrada por vidro, In-Ceram Alumina, e quatro agentes silanos foi o motivo do estudo de Nakamura *et al.*(2004), através do ensaio de cisalhamento. Os cimentos resinosos utilizados foram: Linkmax HV (LM), Panavia Fluoro Cement (PFC) e RelyX ARC (RX) e os silanos foram: Clearfil Porcelain Bond (CPB), GC Ceramic Primer (GCCP), Porcelain LinerM (PL) e Tokuso Ceramic Primer (TCP). Metade dos cp foi armazenada por 24 h e a outra metade foi submetida à TC (20000 ciclos, 4°C-60°C) antes do teste de cisalhamento. Os resultados indicaram que: todos os grupos em que os

diferentes agentes silanos foram aplicados apresentaram maior resistência adesiva quando comparado ao grupo em que não foi aplicado nenhum silano; os espécimes tratados com o CPB apresentaram maiores valores de resistência adesiva que os outros três silanos estudados, exceto quando associado ao PFC submetido à ciclagem térmica. Em relação à durabilidade da união, não houve diferença significativa na resistência adesiva após a TC entre os cp tratados com os diferentes silanos e combinados com o LM, exceto para o GCCP, que houve redução de 37,1 MPa para 31,7 MPa; os espécimes cimentados com PFC ou RX após a termociclagem apresentaram diminuição significativa entre os espécimes tratados com algum dos silanos estudados, exceto para a combinação do GCCP e o PFC. O modo de falha foi avaliado em microscópio óptico e classificado em falha adesiva, falha adesiva complexa e falha coesiva no cimento resinoso. Os espécimes que não foram submetidos à TC apresentaram falhas adesivas, assim como todos os espécimes após a TC, exceto o CPB e o GCCP combinado com o LM e o GCCP e PFC. Os autores concluíram ter sido um fator crucial os silanos que possuem em sua composição o peróxido de benzoíla e um acelerador, como o CPB, para criar uma durável união do cimento resinoso à cerâmica aluminizada infiltrada por vidro. Relataram que significantes diferenças foram observadas nas diferentes combinações do silano com o agente cimentante resinoso; portanto, afirmaram que tal situação pode ser dependente de ambas composições e da combinação entre o silano e o cimento resinoso.

O efeito na resistência de união de diferentes substratos, da forma e da espessura das amostras utilizadas para o ensaio de microtração foi avaliado por Goracci *et al.* (2004). Foram utilizados 64 molares humanos recém-extraídos. Os dentes foram divididos em 16 grupos (n=4) de acordo com a região do substrato (esmalte e dentina), com a espessura da área de união (0,5 mm, 1,0 mm e 1,5 mm) e com a forma do espécime (“palito” ou ampulheta). De acordo com os resultados,

a forma e a espessura dos espécimes apresentaram efeito significativo na resistência adesiva. Os maiores valores de resistência adesiva foram obtidos em dentina ao invés de esmalte e nos “palitos” ao invés das ampulhetas. A resistência adesiva diminuiu à medida que se aumentou a área de união. Os autores concluíram que a área adesiva não deve ultrapassar 1 mm².

Santos *et. al* (2005) em seu estudo: Efeito do adesivo dentinário e modo de polimerização na força de microtração de restaurações indiretas à dentina, avaliou que o efeito da luz para polimerização do cimento resinoso depende do adesivo dentinário específico. A ativação do adesivo antes da aplicação do cimento resinoso aumenta a espessura do filme de cimentação para todos os adesivos dentinários testados, mas este efeito pode ser tolerável se a técnica for cuidadosamente utilizada. Foram feitos preparos mesio oclusais (inlay) em trinta molares livres de cáries. As Inlays foram feitas com resina Tetric Ceram e foram cimentadas usando um cimento de polimerização dual. Antes da cimentação das inlays todos os dentes foram tratados com um agente adesivo, utilizando fotopolimerização e sem fotopolimerização. Após armazenagem em água destilada a 37°C por 24 horas, os dentes foram seccionados no longo eixo, produzindo palitos para microtração. Para avaliação da espessura do adesivo, 10 dentes adicionais foram restaurados e seccionados mesiodistalmente. A espessura da camada de adesivo foi avaliada por microscopia de varredura eletrônica a 1000x. Para os 3 adesivos duais testados com e sem pré foto ativação, 2 adesivos apresentaram similar força de adesão com e sem pré foto ativação. O adesivo de único frasco (Single Bond) utilizado nas restaurações indiretas foi capaz de ter maior força de adesão do que os materiais com primer e adesivo separados (Syntac Classic e Scotchbond Multipurpose Plus). A pré foto ativação do adesivo produziu camada de espessura fina. O resultado mostrou diferentes espessuras entre 5,7 µm e 14,8µm. Espessura fina variou largamente ao longo da borda interna das

restaurações indiretas. Nos adesivos utilizados sem pré fotopolimerização, nenhuma espessura foi distinguida na camada de cimento resinoso.

Hikita *et al*(2007) estudaram a eficácia da adesão de cinco cimentos adesivos em dentina e esmalte, utilizando diferentes procedimentos, por meio do teste de microtração. Superfícies de esmalte e dentina, de terceiros molares humanos, foram aplainadas utilizando-se brocas diamantadas em alta rotação. Blocos de resina composta (Paradigm, 3M ESPE) foram cimentados usando Linkmax (LM; GC Corp.), Nexus 2 (NX; Kerr), Panavia F (PN; Kuraray), RelyX Unicem (ONU; 3M ESPE) e Variolink II (VL; Ivoclar-Vivadent), seguindo as instruções dos fabricantes. Para alguns agentes cimentantes, foram também testados procedimentos modificados, resultando em quatro outros grupos experimentais: Prompt L-Pop + Rely X Unicem (PLP + UN; 3M ESPE), Scotchbond Etchant + RelyX Unicem (SE + UN; 3M ESPE), OptiBond Solo Plus Activator + Nexus 2 (ACT + NX; Kerr) e K-Etchant gel + Panavia-F (KE + P; Kuraray). Os grupos experimentais foram classificados de acordo tipo de adesão: auto adesivos (UN), convencionais (condicionar-e-lavar) e auto adesivos. Os espécimes foram armazenados por 24h em água destilada a 37° C antes dos testes de microtração. Em uma correta seqüência do processo de aplicação cimentos convencionais, os auto condicionantes e os auto adesivos são igualmente eficazes na adesão ao esmalte e dentina. Vários fatores influenciaram negativamente a resistência adesiva, tais como a cimentação do RelyX Unicem em esmalte sem prévio condicionamento com ácido fosfórico e a não polimerização do adesivo antes da cimentação, a utilização de uma dupla polimerização adesiva, e o uso de uma dupla polimerização dos agente cimentante com uma baixo potencial de auto polimerização.

Altintas *et al.* em 2008, avaliaram o efeito de quatro cimentos resinosos na resistência de união ao cisalhamento de um

cilindro de cerâmica cimentado a dentina. Cento e vinte molares foram incluídos em resina acrílica auto polimerizável, e o terço oclusal de cada dente foi seccionado, sob irrigação. Os espécimes foram divididos, aleatoriamente, em quatro grupos de 30 dentes, de acordo com o cimento resinoso utilizado. Foram confeccionados cento e vinte cilindros de cerâmica termo-injetada (IPS Empress / Ivoclar Vivadent), com 2,7 mm de diâmetro e 3 mm de altura. Os cilindros cerâmicos foram cimentados com os quatro cimentos resinosos (Super-Bond C&B, Chemic II, Variolink II e Panavia F). Metade dos corpos-de-prova (n=15) foi armazenada em água destilada a 37°C e testada após 24 h, a outra metade foi armazenada durante 24 h, em seguida foram termociclados (1000 ciclos) entre 5°C e 55°C antes do ensaio. O ensaio de cisalhamento se deu em uma máquina de ensaios universal a uma velocidade de 1 mm/min. Os autores concluíram que os sistemas de cimentação Variolink II e Panavia F apresentaram maior resistência adesiva cisalhamento que os sistemas Chemic II e Super-Bond C & B.

Pekkan *et. al* (2009) avaliaram a força de adesão através de testes de cisalhamento e tração entre cerâmica e dentina, utilizando cimentos resinosos de polimerização dual. Foram utilizados 120 terceiros molares humanos com a superfície oclusal cortada paralelamente ao longo eixo. 60 espécimes foram preparados para cada uma das 2 cerâmicas (IPS Empress 2 e Cergo Pressable Ceramic). 20 espécimes foram cimentados com um dos seguintes cimentos resinosos: Nexus 2 com auto adesivo, Duo-Link e Variolink II com os respectivos sistemas adesivos. Todos os espécimes foram imersos em água a 37°C por uma semana.e depois foram termociclados (400 ciclos entre 5°e 55° C). Teste de cisalhamento e tração foram aplicados em 10 espécimes de cada grupo. As superfícies fraturadas foram analisadas por microscopia de varredura eletrônica. Foram observadas diferenças estatísticas entre teste de cisalhamento e de tração para os sistemas adesivos utilizados. O sistema Duo-Link mostrou ter os maiores resultados de adesão,

entretanto Nexus2 mostrou relevante baixo valor de cisalhamento e tração. Os modos de fratura foram híbridos entre a dentina e a interface ou coesiva na dentina. Concluiu-se que os agentes cimentantes podem influenciar na adesão aos tecidos dentais. Polimerização dual pode ter efeito negativo na polimerização do agente adesivo.

2.2 Tratamento de superfície das cerâmicas

Jardel *et al.*(1999) estudaram o efeito do condicionamento com AFL e aplicação do silano sobre a resistência de união das cerâmicas feldspáticas GC (GC Dental) e PVS (SS White), assim como a topografia formada na superfície das cerâmicas pela ação do AFL. Foram confeccionados discos de cerâmica com 4 mm de altura e 5 mm de diâmetro. Os discos foram divididos em quatro grupos: Gr1- sem tratamento, Gr2- condicionamento com AFL a 10% por 5 min, Gr3- aplicação do silano, Gr4- condicionamento e silanização. As amostras foram submetidas ao teste de resistência à tração. Em 10 amostras de cada cerâmica foi verificada a característica da topografia da superfície por meio da medição da rugosidade tridimensional empregando o MEV conectado ao computador IBM. Para a cerâmica GC, o grupo sem tratamento de superfície, apresentou os menores valores médios de resistência à tração (8,3 MPa), sendo que o condicionamento foi menos efetivo (11,6 MPa) que a silanização (19,6 MPa) e associação do condicionamento com a silanização resultou no maior valor médio de resistência de união (21,7 MPa). Para a cerâmica PVS, o grupo sem tratamento, apresentou os menores valores (6,1 MPa), e o condicionamento (11,2 MPa) foi eficiente como a silanização (12,4 MPa), e a combinação dos dois tratamentos aumentou a resistência de união (14,6 MPa). Em relação à topografia da superfície, o condicionamento

ácido aumentou a rugosidade em 40% para a cerâmica GC e em 69% para a PVS em comparação com a superfície polida, isto porque a cerâmica PVS contém mais fase vítrea que a GC. Os autores concluíram que a combinação AFL e silano, é o tratamento superficial mais efetivo para as cerâmicas feldspáticas estudadas.

Canay *et al.*(2001) desenvolveram um estudo em que caracterizaram a superfície da cerâmica atacada com AFL e FFA através do MEV, verificando os efeitos do tempo de condicionamento ácido, uso do silano e da limpeza com ultrassom por EDS. Foram confeccionados 24 discos da cerâmica Ceramco II com 7 mm de diâmetro por 3 mm de altura. Após a preparação das amostras, foi feita a armazenagem em água a 37°C por 24 h e foram constituídos 12 grupos (n=8): Gr1- condicionamento com FFA em gel 1,23% por 10 min; Gr2- Gr1 + silano, Gr3- Gr1 + ultrassom; Gr4- Gr1 + silano + ultrassom; Gr5- condicionamento com AFL a 9,5% por 1 min; Gr6- Gr5 + silano; Gr7- Gr5 + ultrassom; Gr8- Gr5 + silano + ultrassom; Gr9- condicionamento com AFL a 9,5% por 4 min; Gr10- Gr9 + silano; Gr11- Gr9 + ultrassom; Gr12- Gr9 + silano + ultrassom. Foi realizado um estudo das características topográficas da superfície atacada por AFL e pelo FFA pela análise das imagens obtidas no MEV. Em seguida, foi realizado um estudo de difração óptica de raio X para se avaliar se houve alguma mudança na distribuição dos elementos químicos das amostras. O efeito do banho em ultrassom e da aplicação do silano também foi avaliado. Houve uma diferença notável na topografia cerâmica com relação ao tipo de ácido e ao tempo de ataque ácido. A superfície atacada com FFA apresentou-se relativamente homogênea em comparação com a do AFL, nesta última pôde-se notar a presença de micro poros e lacunas. O padrão topográfico do ataque do AFL se apresentou mais evidente e característico. As lacunas e os canais apresentaram-se mais largos e profundos nas amostras atacadas por 4 min do que nas atacadas por 1 min. Observou-se por meio do MEV, a presença de uma fina camada de precipitado

cristalino que após o banho em ultra-som foi removida. Pelo EDS notou-se que houve uma diminuição na concentração de silício, alumínio, cálcio e sódio na área atacada. Esse decréscimo foi mais evidente nas amostras atacadas com AFL por 4 min. Os autores concluíram com relação à qualidade do ataque com AFL que o tempo de 1 min apresentou-se bem adequado, pois apesar do maior tempo produzir mais rugosidades na superfície da cerâmica, isso pode causar uma concentração de tensão, podendo ocasionar o aparecimento de falhas na superfície cerâmica; e a remoção do precipitado com ultrassom foi efetiva.

Hooshmand *et al.*(2002) tiveram como proposta do estudo analisar a durabilidade da união entre cerâmicas à base de sílica e um cimento resinoso dual (Variolink). O silano utilizado neste estudo foi preparado, consistindo em 2,5% de γ -metacriloxipropiltrimetoxi-silano (γ -MPS), 2,5% de ácido acético e 95% de etanol. A solução do silano foi hidrolisada antes de ser utilizada. Foram realizados sete diferentes procedimentos de aplicação do silano (n=30): 1) imersão dos espécimes na solução do silano e secagem com jato de ar por 15 s; 2) imersão dos espécimes por 60 s e secagem a 100°C por 2 min; 3) aplicação do silano por 60 s e secagem com jato de ar por 15 s; 4) método 3 tratado a 100°C por 2 min; 5) método 3 seco a 50±5°C por 15 s; 6) método 5 em água a 80°C (15 s) e secagem com ar quente por 30 s; 7) método 6 e aplicação de uma fina camada de resina sem carga (Variolink-Vivadent). Foram também realizados quatro diferentes tratamentos de superfície: 8) jateamento com óxido de alumínio (50 μ m); 9) condicionamento com AFL a 10% por 2 min; 10) jateamento associado com a aplicação do mesmo ácido. Os espécimes foram armazenados em água a 37°C em diferentes períodos: 24 h, 1 semana, 1 mês, 3 meses, TC (3000x, 5°C-55°C) e armazenados em água a 100°C por 24 h. Conforme os resultados, o grupo 7 (27,95 MPa) foi o que apresentou maiores valores de resistência adesiva em relação aos outros grupos: grupo 1 (15,09 MPa), grupo 2 (20,47 MPa), grupo 3 (20,32 MPa), grupo 4 (15,84 MPa), grupo 5 (22,61

MPa), grupo 6 (20,62 MPa). Não houve diferença significativa entre os diferentes tipos de tratamento de superfície; não houve deterioração da união após 3 meses de armazenagem e após a TC; o silano foi capaz de resistir ao ataque hidrolítico em água fervente, visto que para as amostras armazenadas por 24 h em água fervente não houve diferença significativa nos valores médios da resistência adesiva para todos os tratamentos de superfície testados. Os estudiosos concluíram que uma durável união entre cerâmica e cimento resinoso pode ser obtida através de uma aplicação do silano adequada sem a necessidade da aplicação do AFL na superfície cerâmica.

O efeito do ataque ácido e da silanização na união entre um cimento resinoso e uma cerâmica vítrea foi motivo de estudo para Shimada *et al.*(2002) Constituíram-se seis grupos: a) sem tratamento; b) acabamento e polimento da superfície com borrachas abrasivas e pasta diamantada, com posterior limpeza em ultrassom; c) aplicação do AFL a 16,8% durante cinco segundos; d) aplicação do AFL a 16,8% a trinta segundos; e) aplicação do ácido fosfórico a 40% por 5 s; f) aplicação do ácido fosfórico a 40% por 30 s. Posteriormente, foi realizada a cimentação com o sistema adesivo, cimento resinoso, com e sem o uso de silano. O teste mecânico utilizado neste estudo foi o de microcislamento. Os autores concluíram que o uso do silano aumentou a resistência adesiva entre a cerâmica e o cimento.

Lopes *et.al* (2003), compararam os valores de resistência de união sobre esmalte e dentina humanos com os valores obtidos em dentes bovinos, utilizando dois sistemas de adesão com princípios de atuação distintos. As amostras de cada grupo foram divididas em 2 subgrupos de 10 amostras cada, de acordo com o sistema de união utilizado. Os corpos de prova foram submetidos a ensaio de cisalhamento. Os autores concluíram que o uso dos dentes bovinos em substituição aos dentes humanos em testes laboratoriais de cisalhamento pareceu ser parcialmente válido por causa dos valores obtidos não serem

sempre proporcionais aos dois substratos. Isto depende do sistema adesivo utilizado.

Matinlinna *et al.*(2004) fizeram uma revisão sobre o uso dos silanos na Odontologia. Segundo os autores, o silano é um composto que possui duas partes funcionais. A parte orgânica ($-\text{CH}=\text{CH}_2$, $-\text{CH}_2\text{CH}=\text{CH}_2$, $-\text{NH}_2$, $-\text{N}=\text{C}=\text{O}$) reage com a matriz orgânica. Os grupos alcoxi ($-\text{O}-\text{CH}_3$, $-\text{O}-\text{CH}_2\text{CH}_3$) reage com o substrato inorgânico, em ambos os casos formando uma adesão covalente entre as matrizes. Os silanos têm a função de promover adesão entre matrizes orgânicas e inorgânicas. O composto mais utilizado no uso odontológico é o metacrilopropiltrimetoxi-silano monofuncional (MPS) diluído em solução de etanol com pH de 4 a 5, associado com ácido acético. Os silanos podem ser utilizados em qualquer material resinoso que contenha grupos metacrilatos. As teorias que tentam explicar o que ocorre na interface quando os silanos são aplicados são duas: 1) adesão, interpenetração e teorias rígida e macia; 2) o silano modifica o substrato com uma camada de óxido formando uma camada de conversão. A aplicação do silano nas partículas de carga das resinas compostas diminui a viscosidade entre partícula + matriz, aumentando as propriedades das resinas compostas. Sua aplicabilidade se estende ainda ao uso em cerâmicas, metais nobres, não-nobres e titânio antes da cimentação e no pré-tratamento de fibras de vidro.

Leite (2005) propôs em seu trabalho, estudar o efeito da limpeza em aparelho sônico do precipitado do AFL sobre a resistência de união entre uma cerâmica feldspática e um cimento resinoso. Foram confeccionados blocos da cerâmica VITA VM7 e duplicados em resina composta. Os blocos cerâmicos foram condicionados com AFL e parte dos blocos foi submetida à limpeza em ultra-som. Cada conjunto: cerâmica/cimento/resina composta foi submetido ao ensaio de microtração. Conforme os resultados obtidos, concluiu-se que a limpeza

em ultra-som com água destilada dos precipitados do AFL proporcionou valores maiores de resistência adesiva.

Kumbuloglu *et.al* (2005) avaliaram a força de adesão de diferentes sistemas de cimentos resinosos (Panavia 21, Panavia F, Variolink II, RelyX Unicem e RelyX ARC) à cerâmica IPS Empress 2. Cem discos de cerâmica foram fabricados com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Os discos foram incluídos em blocos de resina, certificando-se que uma face do disco permaneceu descoberta. Todos os espécimes tiveram a superfície tratada através de jatos de partículas de óxido de alumínio com granulação de 50 µm e foram aleatoriamente divididos em cinco grupos conforme os cimentos resinosos. Através de um dispositivo metálico, após os tratamentos de superfície de cada agente cimentante, foi aplicado o cimento resinoso em cada superfície de cerâmica. Os espécimes de cada grupo foram divididos em dois subgrupos. Dez espécimes de cada subgrupo foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C antes do teste de cisalhamento. Os outros 10 espécimes de cada subgrupo foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C e submetidos à termociclagem (6000 ciclos em banho de água entre 5°C e 55°C). O maior valor de força de cisalhamento foi obtido no grupo com RelyX ARC e armazenagem, enquanto que o subgrupo com maior valor de adesão foi o Variolink II com termociclagem. O menor valor de armazenagem e termociclagem foi para o grupo do cimento resinoso Panavia 21. A força de adesão foi afetada significativamente pela termociclagem em todos os grupos, mas somente o Variolink II sobreviveu sem descolamento espontâneo após a termociclagem.

Nagayassu *et. al* (2006) avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na força de adesão de cimentos resinosos à cerâmica. Sessenta pares de discos de cerâmica foram fabricados. Em cada par, um dos discos media 6 mm de diâmetro por 3 mm de espessura e o outro 3 mm de diâmetro e 3 mm de espessura. Os espécimes foram randomizados em 6 grupos de acordo com o tratamento de superfície:

ácido fluorídrico a 10% por 2 ou 4 minutos (G1 e G2); jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 μ m por 5 segundos (G3); jateamento seguido por ataque ácido por 2 e 4 minutos (G4 e G5) e grupo controle sem tratamento de superfície (G6). Os discos com superfície tratada foram silanizados e cada grupo foi cimentado com Bistite II (cimento de presa dual). Os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C. Teste de cisalhamento foram feitos com velocidade de 2mm/min. A força de adesão do grupo de 2min de ataque ácido foi significativamente maior do que o de 4 minutos e o grupo controle, mas não teve diferença significativa para o grupo que teve jateamento seguido por 2 ou 4 minutos de ataque ácido. Concluiu-se que 2 minutos de tratamento por ácido hidrófluorídrico produziu favorável retenção micro mecânica, que reforçou a adesão do cimento resinoso à cerâmica.

Pisani-Proença *et. al* (2006) testaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície na força de adesão de vários agentes cimentantes. Foram utilizados dezoito blocos cerâmicos (IPS Empress 2) de 5x6x8 mm e duplicados em resina. Os blocos cerâmicos foram divididos em 2 grupos (n=9/tratamento): não condicionados (grupo controle) e tratados com 5% ácido hidrófluorídrico por 20 segundos e silanizados por 1 minuto. Os blocos cerâmicos foram cimentados aos blocos de resina (Tetric Ceram) com RelyX Unicem, Multilink e Panavia F de acordo com as instruções do fabricante. Os espécimes foram armazenados em umidade a 37°C por seis dias e foram seccionados para produzir 25 palitos por espécime. Os espécimes foram termociclados (5000 ciclos de 5°C a 55 °C) e testados. Os autores concluíram que os tratamentos com ácido e silanização aparentam ser cruciais para a adesão da resina às cerâmicas de disilicato de lítio independente do cimento resinoso utilizado.

Savio *et.al* (2007) avaliaram o efeito da armazenagem em água (24 horas e um ano) na força de adesão da cerâmica IPS Empress

2 e cimento resinoso Variolink II com diferentes tipos de tratamento de superfície. 180 discos com diâmetro de 5,3mm na parte superior e 7,0 mm na parte inferior, e uma espessura de 2,5 mm foram fabricados, incluídos em resina e divididos aleatoriamente em 6 grupos: G1 e G4 = 10% de ácido hidrófluorídrico por 20 segundos; G2 e G5 = jateados por 5 segundos com óxido de alumínio de 50µm; G3 e G6 = jateados por 5 segundos com óxido de alumínio de 100µm. Foi aplicado silano nas superfícies das cerâmicas tratadas e os discos foram cimentados aos pares com cimento resinoso. As amostras do G1, G2 e G3 foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas e o G4, G5 e G6 foram armazenados por um ano. As amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento até a fratura (1,0 mm/min). Os resultados da força de união dos grupos 1, 2 e 3 por 24 horas foi significativamente maior do que os outros armazenados por um ano. A superfície de tratamento com 10% de ácido hidrófluorídrico mostrou estatisticamente maior força de adesão quando comparada com o tratamento por jateamento com 50 µm e 100µm para armazenagem de 24 horas e um ano. Os autores concluíram que o tempo de armazenagem diminui significativamente a força de adesão de ambas as superfícies de tratamento. A aplicação de 10% de ácido hidrófluorídrico resultou no aumento da força de adesão quando comparados com o tratamento por jateamento de óxido de alumínio.

Em 2009, Saavedra *et al.*, avaliaram a hipótese de que o processo de neutralização do precipitado do ácido fluorídrico e a ciclagem mecânica influenciam na resistência de união de restaurações cerâmicas cimentadas a pré-molares humanos. Quarenta *inlays* (IPS Empress) foram confeccionadas e a superfície de cimentação submetida a dois tratamentos (N=20): grupo 1 - condicionamento com ácido fluorídrico (60s), lavagem (60s), secagem e aplicação do silano; grupo 2- condicionamento ácido (60s), neutralização, lavagem (60s), secagem e aplicação do silano. Posteriormente, todas as *inlays* foram cimentadas (Multilink). Dez pré-molares de cada grupo foram submetidos à ciclagem

mecânica (1.400.000 de ciclos, 50 N, 37° C). Em seguida, todas as amostras foram seccionadas em forma de palitos (dentina vestibular, restauração, dentina lingual) e submetidas ao teste de microtração. A resistência de união foi influenciada significativamente pelo tratamento superficial ($p < .0001$) (sem neutralização > neutralização e a ciclagem mecânica) ($p < .0001$) (não ciclados > ciclados). Os autores concluíram que a neutralização do precipitado do ácido fluorídrico prejudicou significativamente a resistência de união e que a simulação clínica por meio da ciclagem mecânica foi importante para avaliar a união cerâmica/dentina.

2.3 Espessura da cerâmica X resistência adesiva ao cimento

Blackman *et. al* (1990), avaliaram a influência de cinco espessuras diferentes (0,5, 1, 2, 3 e 5 mm) de duas cerâmicas (Vita VMK 68 e Dicor Dentsply) na polimerização de cimentos resinosos foto ativados (Porcelite Cement e Dicor Cement). O grau de polimerização dos cimentos resinosos foi determinado através de medidas de microdureza (Knoop). Para as cerâmicas de 0,5 e 1 mm de espessura, ambos os cimentos resinosos alcançaram o máximo grau de polimerização em 60 segundos (recomendados pelo fabricante). Ambos os cimentos estudados tiveram melhor polimerização em espessuras menor que 3 e 4 mm na cerâmica Dicor. A fotopolimerização do cimento Dicor foi dentro da recomendação de 60 segundos e o cimento Porcelite requereu tempo de exposição ligeiramente maior. Nenhum dos cimentos resinosos teve fotopolimerização melhor sob a cerâmica VMK68 mesmo quando a luz ativadora teve 2 vezes mais tempo de exposição.

O objetivo de Akgungor *et. al* (1994) foi avaliar se a espessura de cerâmica e modo de polimerização de agentes cimentantes

resinosos afeta a contração dos cimentos de presa dual e avaliar o efeito dos discos de cerâmica na velocidade da polimerização durante a exposição da luz. Foram utilizadas seis cimentos resinosos, RelyX ARC, Bistite II, Duolink, Panavia F, Variolink II e Choise. Foram confeccionados quatro discos cerâmicos com espessura de 0,5, 1, 2 e 4 mm. A intensidade da luz foi medida por um radiômetro através das diferentes espessuras dos discos cerâmicos. A contração de polimerização sem o disco cerâmico foi 2,61 – 4,59% na polimerização química e 2,93 – 4,66% na polimerização por luz. Este estudo demonstrou que os cimentos resinosos de presa dual mostram diferentes cinéticas de polimerização, dependendo das condições de presa. Entretanto, quando a espessura da cerâmica for maior do que 2 mm, a exposição de luz pode ser aumentada além da recomendação do fabricante.

Para a cimentação de restaurações feitas de cerâmicas feldspáticas, podem-se utilizar cimentos resinosos fotopolimerizados, quimicamente ativados ou de dupla polimerização. Os fotoativados têm como limitação a cimentação de peças protéticas onde a luz dos fotopolimerizadores não atinge a camada de adesão com a energia necessária para polimerizar e obter um cimento mecanicamente resistente e uma adesão confiável e duradoura. el-Badrawy WA, el-Mowafy OM. (1995) investigaram o grau de endurecimento e o efeito da dureza dos cimentos resinosos químico e de presa dual conseguido através espessura da inlay cerâmica. Discos de 6 x 2,5 mm, foram preparados a partir de sete cimentos disponíveis no mercado. Oito espécimes foram preparados a partir de cada material, metade dos espécimes teve presa apenas química, e o restante tiveram presa dual. Medidas de dureza Knoop foram gravadas em 1 hora, 1 dia, e no intervalo de 1 semana. Além disso, 24 amostras com as mesmas dimensões foram preparados a partir de cada cimento. Doze espécimes tiveram presa dual, com espaçadores de resina composta interpostos, de espessura variável (1 a 6 mm), e os outros por semelhantes espaçadores de cerâmica. As medidas

de dureza foram registradas. Conclui-se que a presa química sozinha não foi suficiente para atingir máximo endurecimento dos cimentos analisados. A dureza do cimento foi reduzida significativamente quando a espessura da restauração inlay foi de 2 a 3 mm ou mais.

el-Mowafy *et. al* (2000), investigaram o efeito da espessura de inlay-onlay na dureza de um grupo de 8 cimentos resinosos duais. Quarenta discos de cada um dos oito cimentos, medindo 6 mm de diâmetro e 2,5 mm de espessura, foram feitos de acordo com as recomendações dos fabricantes: Adherence, Choise, Duolink, Enforce, Lute-It, Nexus, Resinomer e Variolink. Dois espécimes de cada material foi diretamente fotopolimerizado, enquanto os outros foram fotopolimerizados através de compósitos de resina de espessuras diferentes de 1 a 6 mm. Para os cimentos Adherence, Duolink, Lut-It e Variolink, o valor de dureza foi reduzido a 50% ou mais quando o compósito resinoso tinha espessura de 4mm ou mais mesmo quando as mensurações foram feitas uma semana após a polimerização dual. Baixos valores de dureza indicaram a presença de fraca ligação química que pode comprometer a qualidade do cimento em áreas da cavidade, não prontamente acessíveis à luz da foto ativação.

Fan *et.al* (2002), estudaram a intensidade da luz ativadora na profundidade de cimentos resinosos, testados de acordo com as normas internacionais. Os autores utilizaram uma luz ativadora ajustada para emitir 300 mW/cm² em uma onda de 400 nm a 515 nanômetros para fotopolimerizar 5 amostras de cada marca e modelo. Eles mediram a profundidade de fotopolimerização, utilizando o método descrito pelas normas ISO para cimentos resinosos. Concluíram que as luzes fotopolimerizadoras com intensidade de 300 mW/cm² mostrou ser eficaz para a maioria dos cimentos resinosos quando o tempo preconizado foi utilizado, o qual, na maioria dos casos, é mais longo do que os recomendados pelos fabricantes.

Barghi *et.al* (2003), mediu e comparou a dureza de um cimento resinoso fotopolimerizado sob diferentes cor e espessuras de cerâmica com lâmpada halógena e LED. Espécimes quadradas de 11X11 mm de cerâmica com espessura de 1 e 2 mm e cores A1 e C4 foram fabricadas. Cimento resinoso de 0,5 mm de espessura foi usado sob cada espécime de cerâmica e a luz foi ativada por 30 ou 60 segundos com LED ou Lâmpada Halógena. O grau de polimerização do cimento resinoso foi determinado utilizando um micro durômetro. Nenhuma diferença foi registrada na dureza das superfícies dos grupos controle e dos grupos ativados com LED por 30 ou 60 segundos. Um baixo valor de dureza foi registrado para cerâmica cor C4 com 2 mm de espessura para 30 ou 60 segundos de ativação com lâmpada halógena. Embora os resultados tenham sido similares para ambas foto ativações, o LED proporcionou maior consistência no resultado do que as lâmpadas halógenas.

Rasetto *et. al* (2004) verificaram que a intensidade da luz transmitida através das cerâmicas foi ditada pela unidade de polimerização e pelo tipo e espessura da cerâmica. Com fotopolimerização convencional através de lâmpada halógena pode haver insuficiente transmissão de luz através das espessuras finas de cerâmicas ou coroas totalmente cerâmicas. Foi utilizado um radiômetro para mensurar a intensidade da luz de três tipos de fotopolimerizadores: 3M Unitek (lâmpada halógena); Apollo 95E (arco de plasma) e Kreativ Kuring Light Model 2000 (lâmpada halógena de alta intensidade), através dos copings de Procera com espessuras de 0,25, 0,40 e 0,60 mm e através de discos de 3 cerâmicas feldspáticas (Ceramco II, Vitadur Alpha e IPS Empress) de 1 mm de espessura cada um.

Peixoto *et al.* (2007) avaliaram o efeito da cor e espessura da cerâmica na transmissão de luz. Cento e vinte e oito discos de cerâmica Duceram foram feitos com 4 espessuras diferentes (1,5; 2,0; 3,0 e 4,0 mm) e oito cores (A1; A4; B1;B4; C1; C4; D2; D4). Um radiômetro digital foi utilizado para medir a transmissão de luz. Os

coeficientes de transmissão não variaram estatisticamente em relação a 2 unidades de fotopolimerizadores estudados. Para todas as amostras, a cor A1 e D2 de espessuras 1,5 apresentaram alto percentual de transmissão (8%) e as cores A4, B4 e C4 com espessura de 4 mm, mostraram o menor resultado (0,5%). Para a maioria das cores, há uma diminuição significativa na passagem da luz bem como as espessuras das amostras foram aumentadas. Para a mesma espessura, a maioria das cores apresentou diferenças estatísticas entre o coeficiente de transmissão de luz.

Sinhoretti *et. al* (2007), avaliaram através do teste de dureza Knoop a profundidade de polimerização do cimento resinoso dual (RelyX) ativado quimicamente (grupo controle) e polimerização dual, fotoativado através de uma faceta cerâmica de 1,5mm de espessura (HeraCeram) por um aparelho de lâmpada Halógena convencional (XL2500) (QTH) (grupo2); luz emitida por diodos (Ultrablue Is) (LED) (grupo 3) e luz emitida por arco de plasma de Xenônio (Apollo 95E) (PAC) (grupo4). O cimento Rely-X apresentou maiores valores de dureza Knoop após fotopolimerização com QTH e LED, comparados ao grupo controle e PAC. A fotopolimerização com PAC resultou em valores de dureza inferiores ao grupo controle. A dureza do cimento foi menor em regiões mais profundas.

A proposta de Lee *et. al* (2008) foi avaliar como a espessura do disco de cerâmica (IPS Empress II) e o modo de polimerização (fotopolimerização ou polimerização química) afeta a contração de polimerização do cimento resinoso e avaliar o efeito da espessura dos discos cerâmicos na velocidade de polimerização durante a foto ativação. Seis cimentos resinosos RelyX ARC, Bistite II, Duolink, Panavia F, Variolink II e Choise foram utilizados para cimentar quatro discos cerâmicos de espessura 0,5, 1, 2 e 4mm, que representa a relevância clínica das espessuras encontradas nas restaurações indiretas classe I e II, inlays e onlays. A atenuação da intensidade de luz foi

mensurada por um radiômetro, através dos discos cerâmicos. Concluiu-se neste estudo que a contração de polimerização sem disco cerâmico foi de 2,61-4,59% para ativação química e 2,93-4,66% para ativação por luz. A contração de polimerização do RelyX ARC e do Panavia F por ativação química foi estatisticamente menor do que por ativação de luz. Ambas, intensidade da transmissão de luz e contração de polimerização diminuíram com o aumento da espessura do disco cerâmico. O tempo de alcance do máximo do grau de contração do cimento resinoso aumentou com o aumento da espessura cerâmica. A velocidade de fotopolimerização foi 1,5 vezes mais rápida do que pela ativação química.

Reges *et. al* (2008) analisaram através do teste de microdureza, o grau de conversão de diferentes tonalidades (A2, B1 e Opaco) em diferentes profundidades do cimento resinoso dual Enforce (Dentsply): 100, 300, 500 e 700 μm . Observou-se que o cimento nas cores A2 e B1 apresentaram maior dureza que o cimento resinoso opaco. Além disso, quanto maior a profundidade, menor o grau de conversão do cimento.

Ilie, N *et al* (2008) analisaram os efeitos da polimerização de cimentos com e sem catalisador químico, através de cerâmicas (reforçada por leucita, reforçada por disilicato de lítio e uma cerâmica translúcida) de espessuras diferentes (0.5, 1, 2 e 3 mm) com unidade de fotopolimerização de alta intensidade e diferentes tempo de exposição(5, 10 e 15 segundos). Toda avaliação foi feita através da dureza Vickers e espectrômetro. O tempo mínimo de presa do cimento (Variolink II) para alcançar uma máxima dureza no cimento resinoso foi de 15 segundos para os grupos, com ou sem catalisador químico. As cerâmicas feldspáticas reforçadas por leucita não reduziram a dureza do agente cimentante até espessura de 2 mm, entretanto a cerâmica feldspática reforçada por lítio (mais densa) o mesmo resultado só foi alcançado até 1mm. Para a cimentação da cerâmica, mesmo as unidades de fotopolimerização de alta potência não são eficientes para a redução do

tempo de exposição. Além disso, 15 segundos de exposição é necessário para atingir a máxima dureza, mesmo com a adição do catalisador químico, indicando que a ativação da luz não pode ser negligenciada, mesmo com cimentos de presa dual. Por outro lado, a unidade fotopolimerizadora de alta intensidade foi capaz de polimerizar através da cerâmica de 2 mm de espessura sem redução da dureza do cimento. A translucidez da cerâmica não pode ser vista apenas como indicação de estética, mas importante na transmissão de luz, necessária para uma suficiente presa do cimento resinoso.

2.4 Tipo e tempo de fotopolimerização do cimento

A eficiência de ativação química dos cimentos resinosos de presa dual foi comparada com os cimentos fotoativados e cimentos dual por Hofmann *et al.*(2001) através de ensaios de flexão e análise da dureza superficial (Vickers) . A polimerização foi realizada por: (i) mistura de base e catalisador do cimento dual sem fotopolimerização (presa química); (ii) mistura da base e catalisador do cimento dual com 40segundos de fotopolimerização direta (presa dual); (iii) mistura da base e catalisador do cimento dual e fotopolimerização através de cerâmica feldspática reforçada por leucita de 2,5 mm de espessura (presa dual); (iv) usando somente a pasta base do cimento com fotopolimerização direta (presa fotoativada) ou (v) usando somente a pasta base do cimento com fotopolimerização através de cerâmica feldspática reforçada por leucita de 2,5 mm de espessura. A fotopolimerização através da cerâmica, em comparação com a fotopolimerização direta, reduziu os valores. Em contrapartida, os cimentos duais tiveram a manutenção da força flexural para todos os grupos. Houve eficiência da ativação química. O grupo de

cimentação dual teve seus valores superiores e melhor propriedade mecânica do que o grupo de cimentação apenas por fotopolimerização.

A durabilidade da adesão cerâmica - cimento resinoso, variando os tempos de armazenagem e modos de fotopolimerização durante a cimentação foi a proposta do estudo de Foxton *et al.* (2003). Os blocos cerâmicos (Vita Celay) foram divididos em quatro grupos: a) 2 blocos cimentados com Bistite II; b) 2 blocos condicionados com K-Etchant Gel (Al₂O₃ a 40%), Clearfil Liner Bond 2V Primer (CLBP), Porcelain Bond Activator (PBA) e Bistite II; c) 2 blocos cimentados com Tokuso Ceramic Primer, Panavia F; d) 2 blocos condicionados com K-Etchant Gel, CLBP, PBA, Panavia F. Cada grupo foi subdividido em três subgrupos nos quais variou-se o modo de fotopolimerização: a) sem fotopolimerização; b) fotopolimerização por 20 s em uma só direção (recomendação do fabricante); c) fotopolimerização por 20 s em seis diferentes direções. Os grupos foram submetidos a diferentes tempos de armazenagem: 1 dia, 1 semana e 6 semanas. Após a obtenção dos cp, foi realizado o ensaio de microtração. Os resultados mostraram que os fatores cimento resinoso, condicionador e estratégia de fotopolimerização apresentaram efeito significativo na força de adesão. O tempo de armazenagem não apresentou efeito significativo na força de união. A exposição à luz em seis direções foi melhor do que em uma só direção ou sem exposição nenhuma à luz (presa química). Entretanto, quando a espessura da cerâmica foi aumentada para 2 e 3 mm, uma redução significativa na adesão ocorreu quando a fotopolimerização foi aplicada por 120 segundos em uma direção, mas não quando foi aplicada por 20 segundos nas seis direções de cada bloco.

Lopes *et. al* (2004), investigaram a influência da fonte de luz (LED ou lâmpada halógena) na efetividade do cimento de polimerização dual (Enforce) sob discos de cerâmica (Duceram). Foram avaliados três tempos de exposição: 60, 80 e 120 segundos. Dois grupos experimentais nos quais a fotopolimerização foi feito através dos discos

cerâmicos (LED e Halógena) e dois grupos controles, os quais a polimerização do cimento dual foi feita diretamente sob o cimento, sem a interposição do disco cerâmico foram subdivididos em três grupos (três diferentes tempos de foto ativação). Os espécimes foram armazenados em uma caixa a prova de luz por 24 horas a 37°C. Todos os espécimes ativados por LED por 60 segundos mostravam valores inferior comparados com o grupo ativados por lâmpada halógena. Em geral, a fotopolimerização por LED por 80 e 120 segundos foram comparados com o grupo fotopolimerizados por lâmpada halógena (60 e 80 segundos) e seus grupos controle. A tecnologia LED pode ser viável para fotopolimerização através da cerâmica, quando o tempo de exposição for aumentado em relação ao valor do tempo de fotopolimerização com lâmpada halógena.

Nalcaci *et. al* (2005) propuseram um trabalho em vitro, avaliando o efeito de diferentes tipos de unidades fotopolimerizadora LED, no teste de resistência à adesão de cimentos resinosos entre dentina e cerâmica. Sessenta cilindros cerâmicos (IPS Empress 2) foram confeccionados e suas superfícies foram abrasionadas utilizando lixa de papel com granulação 600 e jato de partículas de 50 µm, lavadas em ultrassom, e suas superfícies foram tratadas com ácido hidrófluorídrico e silano. Sessenta dentes molares humanos foram incluídos em resina acrílica auto polimerizada e suas superfícies dentinárias foram expostas e polidas com discos abrasivos de granulação 180 µm. A superfície dentinária foi tratada com ácido fosfórico 37% e aplicado agente adesivo. As cerâmicas foram cimentadas às superfícies dentinárias com o cimento resinoso dual Rely-X ARC e fotopolimerizadas individualmente por um de quatro diferentes modos a seguir: grupo controle (lâmpada halógena de 600 mW/cm² por 20 segundos); grupo 2 (LED de alta potência 1100 mW/cm² por 40 segundos); grupo 3 (LED pulsátil 1100 mW/cm² por 10 segundos) e grupo 4 (LED exponencial 1100 mW/cm² por 20 segundos). Após armazenagem por 24 horas a 37 °C, os corpos de prova foram

levados à máquina de cisalhamento. A força de adesão dos cimentos resinosos à dentina e cerâmica foi bem similar quando fotopolimerizados com lâmpada halógena no modo estandardizado e no LED de alta potência modo exponencial. Entretanto, a força de adesão foi significativamente menor quando fotopolimerizado usando LED no modo pulsátil ou rápido.

3 PROPOSIÇÃO

Baseado na importância do estudo da polimerização dos cimentos resinosos, demonstrada pela revisão da literatura, o propósito da presente pesquisa foi:

- 1)** Avaliar a influência da espessura da cerâmica (1, 2 e 3 mm) na resistência da união de uma cerâmica feldspática à dentina coronária humana;
- 2)** Pesquisar o efeito do tempo da fotoativação (40 e 80 s) do cimento resinoso na resistência de união de uma cerâmica feldspática à dentina coronária humana.
- 3)** Estudar o efeito do tipo de cimento resinoso (dual e químico) na resistência de união de uma cerâmica feldspática, cimentada à dentina humana.
- 4)** Estudar o efeito da termociclagem (com e sem) na resistência de união de uma cerâmica feldspática cimentada à dentina humana.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este projeto de pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista e aprovado sob o protocolo nº 079/2009-PH/CEP (Anexo). Para a sua realização foram confeccionados 112 conjuntos, utilizando como substrato dentes humanos e como material restaurador, cerâmica odontológica VITA PM9. As cimentações das interfaces foram realizadas com dois tipos de agentes cimentantes resinosos.

4.1 Método

A metodologia deste estudo foi dividida em partes, de acordo com o ensaio empregado.

4.1.1 Seleção e preparo dos dentes

Foram utilizados neste estudo cento e doze molares humanos sem cárie ou restauração do Banco de Dentes da UNIP Faculdade de Odontologia da Universidade Paulista (anexo). Os dentes foram limpos com curetas e armazenados em água destilada a 18 °C até a utilização neste estudo.

Após, foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada (FIGURA.1a e b) num molde de silicone, com o auxílio de um delineador, para que a superfície oclusal ficasse paralela à base de resina para posterior corte da superfície oclusal e exposição da dentina com Labcut 1010 (Erios – equipamento técnicos e científicos LTDA) (FIGURA. 1b). (Reis et al., 2007) Em seguida, essa superfície foi planificada e polida em politriz com lixas a forma para a formação de lama dentinária (Labpol 8-12, Extec, EUA) empregando lixa d'água de granulação nº 1200 (3M, St. Paul, EUA) (Akca et al., 2007) (FIGURA. 2a, 2b e 2c)

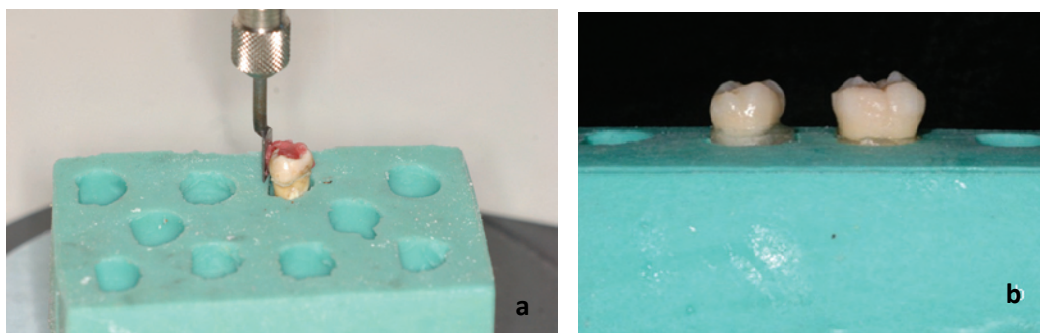


Figura 1 – Preparo do corpo de prova. a) terceiro molar humano posicionado com delineador para ser incluído em resina acrílica autopolimerizável; b) dente incluído em resina.

4.2 Material

Os materiais utilizados para a realização dos experimentos estão apresentados no Quadro 1.

Quadro 1- Descrição do nome comercial, fabricante, composição dos materiais usados para a confecção dos corpos-de-prova.

Materiais	Nome comercial, fabricante	Composição
Material cerâmico	VITA PM9 cor 2M1P- T (Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Alemanha) (LOT15800)	Si: 19,6%; Al: 4,9%; K: 4,0%; Na: 2,4%; Ca: 0,7%; C: 25,7% e O: 42,2%
Ácido fluorídrico	Ácido fluorídrico 10% (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) (LOT 11666)	Ácido fluorídrico, água, espessante e corante
Silano	Monobond (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) (LOT 31371)	Etanol, água e silano
Ácido fosfórico	Ácido fosfórico 37% (LOT 240909)	Ácido fosfórico 37%, agente espessante composto por sílica pirogênica e tensoativo
Agente de fixação resinoso	Variolink II base+catalisador (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) (transparente) (LOT L38887)	Bis-GMA/ UDMA/TEGDMA/DMA/Sulfato de Bário/Ba-Al-Fluoro-Si-glass/sílica cont. composite resin
	Multilink base+catalisador (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) (transparente) (LOT K47069)	Pastas ode dimetacrilato, (HEMA), preenchedores inorgânicos, iniciadores, estabilizadores and Pigmentos
Sistema adesivo	Excite (Ivoclar Vivadent, Schaan, Leichtenstein) (LOT M61177)	Dimetacrilatos, álcool, ácido fosfônico de acrilato, HEMA, SiO ₂ , iniciadores estabilizadores

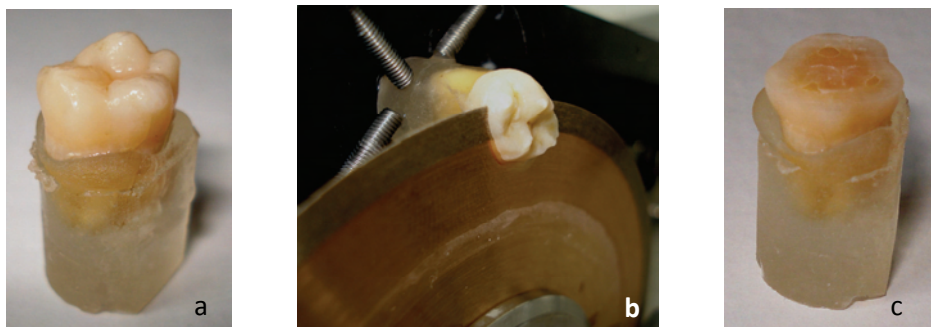


Figura 2 – Preparo do corpo de prova. a) terceiro molar humano incluído em resina acrílica autopolimerizável; b) corte da superfície oclusal; c) dentina exposta e planificada.

4.2.1 Confeção dos blocos cerâmicos

Inicialmente, foram confeccionado 32 padrões de cera com dimensões de 6 mm x 6 mm x 1 mm, 32 padrões de cera com dimensões de 6 mm x 6 mm x 2 mm e 48 padrões de cera com dimensões de 6 mm x 6 mm x 3 mm (FIGURA. 3a), através de uma matriz metálica com as dimensões acima (FIGURA 3b), vertendo cera para fundição para se obter blocos com tamanhos semelhantes para todos os grupos (FIGURA.3c).



FIGURA 3 – Confeção do padrão de cera para fundição da cerâmica: a) padrões de cera nas 3 espessuras diferentes.; b) matriz de alumínio; c) enceramento dos padrões de cera.

Foram fundido sprues (fios de cera) aos padrões de cera e este conjunto (padrão e sprue) foi fixado em uma base formadora de cadinho (FIGURA.4) a qual foi preenchida com revestimento e levado ao

forno para eliminação da cera, conforme instruções do fabricante. Em seguida, o anel de revestimento (Vita Zanhfabrik, Bad Sachingen, Alemanha) foi transferido rapidamente para o forno de injeção para evitar a perda de calor (FIGURA. 5a), e as pastilhas injetáveis frias de VITA PM9 cor 2M1P-T (cor translúcida) (LOTE 15800, Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, N.Y. USA) foram colocadas no anel de revestimento (FIGURA.5b). O conjunto foi fundido em um forno de injeção EP 600 (Ivoclar) utilizando um programa específico da cerâmica, conforme o ciclo de fundição indicado pelo fabricante.



FIGURA 4 – Os sprues esféricos são ligados com cera ao centro da base formadora de cadinho e têm um ângulo de 45°- 60° em relação a parede do anel de revestimento.

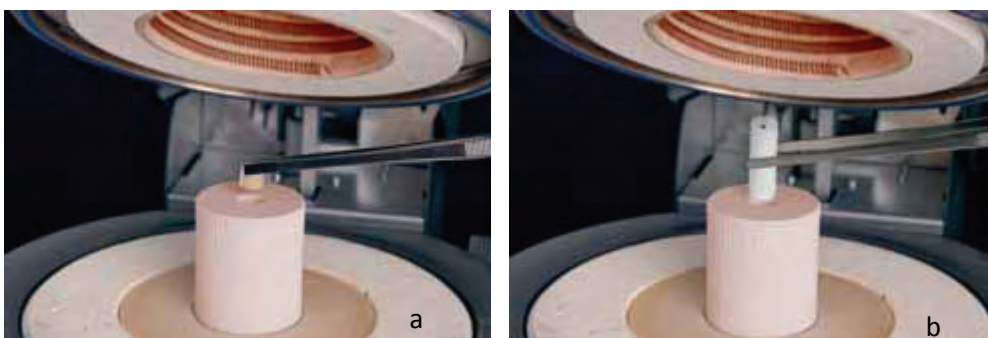


FIGURA 5 – Injeção da cerâmica VITA PM9: a) inserindo a pastilha injetável; b) colocação o embolo injetável.

Após o término do programa de injeção do forno, o anel de revestimento é removido e esfriado até atingir temperatura ambiente. Este anel é então aberto com discos diamantados e faca para gesso (FIGURA. 6a) e a cerâmica é retirada e limpa através do jateamento de óxido de alumínio (FIGURA. 6b).

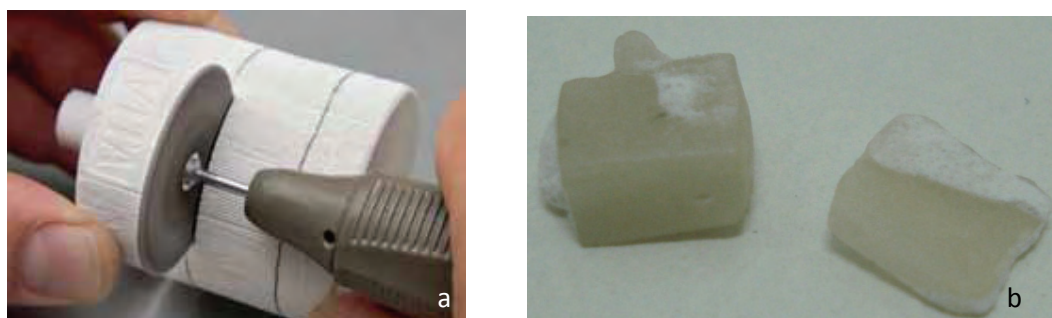


Figura 6 – Remoção da cerâmica do revestimento: a) corte do material de revestimento com um disco diamantado. b) cerâmica removida do revestimento e jateada com de óxido de alumínio.

Foram removidos os excessos de cerâmica das amostras com discos de diamante em baixa rotação (KG-Sorensen). Em seguida, a superfície de cimentação foi planificada e polida em politriz (Labpol 8-12, Extec, EUA) empregando lixa d'água de granulação nº 600, 800 e 1200 (3M, St. Paul, EUA).(FIGURA 7)



FIGURA 7 - Bloco cerâmico após fundição, acabamento e polimento, nas 3 medidas: a)1mm; b) 2mm e c) 3mm.

Os espécimes foram preparados e testados de acordo com o quadro 2.

Quadro 2- Grupos experimentais conforme os fatores do estudo: agente de fixação resinoso dual ou químico [2 níveis], espessura da cerâmica [3 níveis], com ou sem termociclagem [2 níveis] e tempo de fotopolimerização [2 níveis].

Tipo de Polimerização	Espessura da Cerâmica PM9	Tipo de Armazenagem	Grupo
Variolink II (40s de fotopolimerização)	1 mm	COM termociclagem	G1
		SEM termociclagem	G2
	2 mm	COM termociclagem	G3
		SEM termociclagem	G4
	3 mm	COM termociclagem	G5
		SEM termociclagem	G6
Variolink II (80s de fotopolimerização)	1 mm	COM termociclagem	G7
		SEM termociclagem	G8
	2 mm	COM termociclagem	G9
		SEM termociclagem	G10
	3 mm	COM termociclagem	G11
		SEM termociclagem	G12
Multilink (polimerização química)	3 mm	COM termociclagem	G13
		SEM termociclagem	G14

4.2.3. Tratamento da superfície dentinária

A superfície de cimentação dos dentes foi condicionada com ácido fosfórico (Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, NY, USA) (LOT: 240909) (FIGURA. 8a) por 20s, em seguida foi realizada a lavagem com jatos ar-água por 20s e secagem da superfície com papel absorvente. A aplicação do adesivo Excite (LOT: M61177) (Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, NY, USA) foi realizada em todos os dentes com o auxílio de um microbrush, de acordo com as recomendações do fabricante (FIGURA 8b). A fotopolimerização do adesivo foi feita com a unidade fotopolimerizadora Radium-cal com intensidade de luz de 1200 mW/cm^2 (SDI Limited – Austrália), durante 20 s, de acordo com as recomendações do fabricante (FIGURA 8c).

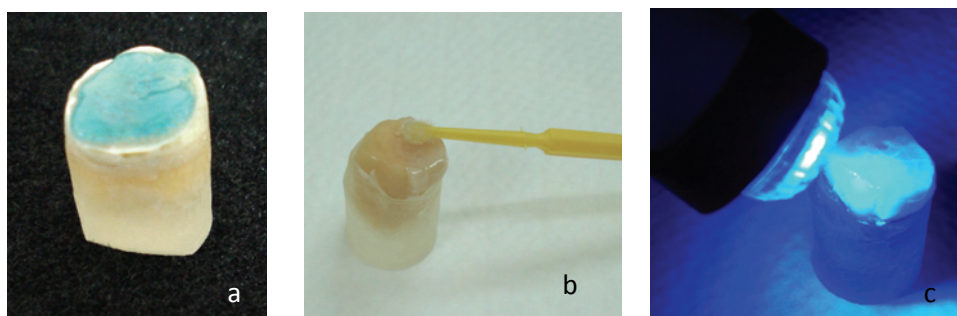


Figura 8 – Tratamento da superfície do dente: a) aplicação de ácido fosfórico por 20 s.; b) aplicação do adesivo após lavagem e secagem c) fotopolimerização do adesivo por 20 s.

4.2.4 Tratamento da superfície cerâmica

Inicialmente, todos os blocos foram submetidos à limpeza em aparelho ultra-sônico (Vitasonic, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com água destilada por 5 min (Brentel et al., 2007). Então a superfície de cimentação dos blocos foi condicionada com ácido fluorídrico a 10% (LOT: 11666) (Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, N.Y. USA) por 1 min (FIGURA. 9a), em seguida foi realizada a lavagem com jatos ar-água por 60s e secagem da superfície com jato de ar por 30s. Os blocos foram novamente limpos em aparelho ultra-sônico com água destilada por 5 min para posterior silanização da superfície com Silano Monodond-S (LOT: 31371) (Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, NY, USA), de acordo com as recomendações do fabricante (FIGURAS 9b).

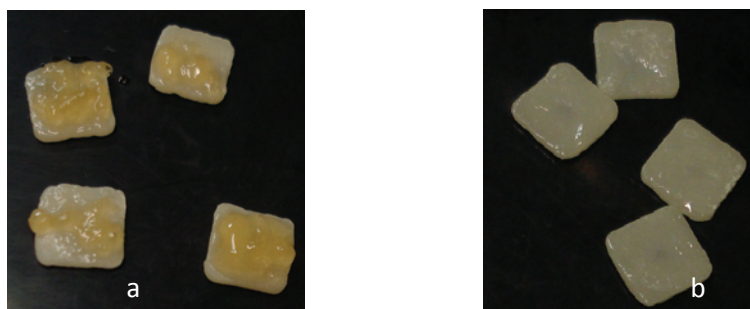


Figura 9 -Tratamento da superfície da cerâmica: a) aplicação de ácido fluorídrico
b) aplicação do silano Monobond –S, após lavagem e secagem.

4.2.5 Cimentação

Os 112 blocos cerâmicos foram divididos em 14 grupos (n=8), de acordo com o Quadro 2.

Os dentes com as superfícies dentinárias preparadas, foram colocados dentro do dispositivo de cimentação (Passos et al, 2009) (FIGURA 10) e o agente de fixação resinoso (Variolink II) (LOT L38887) (Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, NY, USA) foi manipulado em partes iguais da base e catalisador na proporção 1:1, durante 10 s e aplicado sobre a superfície do bloco cerâmico. Os blocos preparados foram posicionados sob a superfície dentinária, o dispositivo foi fechado (FIGURA.11a) e aplicado com um torquímetro, uma carga de 750 g por 1 min (Amaral et al., 2006) (FIGURA 11b), o equivalente a um torque de 35 N.

A equação para o cálculo da força foi: $T = 0,2 \times F \times D$

F = força axial em quilo ou Newton/metro;

D = diâmetro da rosca

Este dispositivo não permite que a luz da unidade fotopolimerizadora atinja as faces laterais. A fotopolimerização foi realizada com a unidade fotopolimerizadora Radium-cal com intensidade de luz de 1200 mW/cm^2 (pico) (SDI Limited – Austrália) (FIGURA 11c) por 40 ou 80s, de acordo com cada grupo em questão, perpendicularmente à superfície de cimentação.

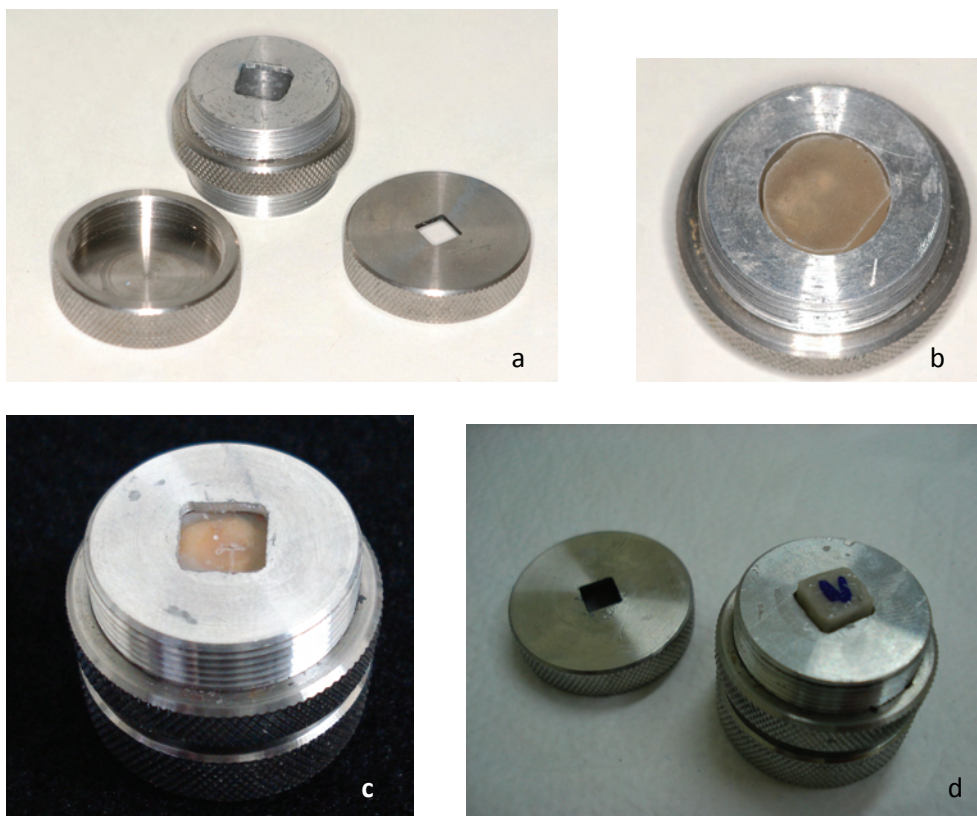


Figura 10 – Cimentação: a) dispositivo metálico; b) base do dispositivo com o dente (vista da base da resina); c) dispositivo fechado com o dente preparado; d) dispositivo com dente e a cerâmica.

O conjunto bloco cerâmico/cimento resinoso de presa dual/dente foi removido do dispositivo após 10 min, após a presa química do cimento.

Os conjuntos bloco cerâmico/ cimento resinoso químico/ dente, foram cimentados da mesma forma, porém com cimento químico Multilink (LOT K47069) (Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, NY, USA), sem a necessidade de fotopolimerizar, aguardando somente os 10 minutos para a presa química, antes da sua remoção do dispositivo.

Posteriormente foi feita a aplicação de um gel inibidor de oxigênio, em todos os conjuntos (com cimento resinoso químico e dual), conforme instruções do fabricante. Os espécimes foram lavados com jatos de ar-água e armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas.



Figura 11 – Cimentação: a) dispositivo metálico com o dente e a cerâmica já cimentada; b) torquímetro aplicando carga equivalente à 750g; c) fotopolimerização.

4.2.6 Corte dos conjuntos e obtenção dos corpos-de-prova

Os conjuntos (dente + bloco cerâmico) foram fixados à base metálica da máquina de corte Labcut 1010 (Erios – equipamentos técnicos e científicos LTDA). A interface dos conjuntos foi posicionada perpendicular ao disco diamantado (Extec, Enfiel, USA). Os cortes foram feitos em baixa rotação e sob refrigeração com água, para se obter cortes no sentido X e Y, o mais regulares possível, tornando a espessura dos corpos-de-prova (cp) homogênea (FIGURA.12). Após a calibragem da máquina de corte, o procedimento foi repetido a cada novo corte, a primeira secção de aproximadamente 0,5 mm foi descartada, devido à possibilidade de haver excesso ou ausência de cimento ou irregularidades na interface, que poderiam influenciar nos resultados (Van Noort et al., 1991; Kitasako et al., 1995).

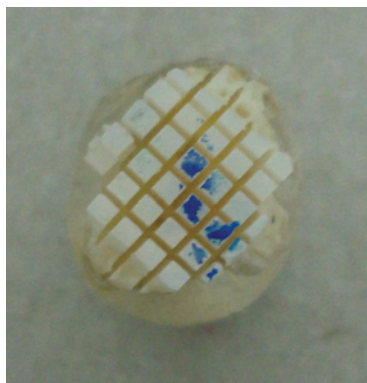


Figura 12 – Corte do conjunto dente/cerâmica nos sentidos X e Y para obtenção dos corpos de prova

Os cp apresentaram as seguintes características: i) barras em forma retangular com a interface não-usinada (*non-trimmed*), ii) interface adesiva mais quadrangular possível (simétrica: ± 1 mm x ± 1 mm) com área de aproximadamente 1 mm^2 ; (Phrukkanon et al., 1998; Phrukkanon et al., 1998; Shono et al., 1999; Bottino et al., 2005; Amaral et al., 2006; Melo et al., 2007).

Todos os cp obtidos de cada conjunto dente-cerâmica foram submetidos à armazenagem em água destilada à 37°C (Estufa Bacteriológica) por 24 h.

4.2.7 Ciclagem térmica e armazenagem

Os cp obtidos de cada conjunto dente/cerâmica foram divididos aleatoriamente em 2 grupos, de acordo com as condições de armazenagem / ciclagem térmica:

- a) Sem termociclagem (seco) – os cp foram submetidos ao teste de microtração imediatamente após os cortes;

- b) Com termociclagem (TC) – os cp foram submetidos à ciclagem térmica (número de ciclos: 12.000; temperatura: 5°C - 55°C com 30s em cada banho e 2s de transição entre os banhos) e submetidos ao teste de microtração imediatamente após a termociclagem.

4.2.8. Ensaio de microtração

A área de todos os cp foi mensurada antes da execução do ensaio, com o auxílio de um paquímetro digital (Starret Indústria e Comércio Ltda.) com precisão de centésimo de milímetro (Figura 13a e 13b).



FIGURA 13 - Mensuração da área do cp a) esquema do corpo de prova em forma de barra ou palito; b) mensuração do cp com paquímetro.

Em seguida, cada cp foi fixado com adesivo à base de cianoacrilato gel no dispositivo Erios (equipamento técnicos e científicos LTDA) (FIGURA.14a). O cp foi posicionado o mais paralelo possível ao

longo eixo do dispositivo, a fim de minimizar as forças de torção na zona adesiva. Somente as extremidades do cp foram fixadas, permanecendo livre a zona adesiva. O dispositivo foi fixado na máquina de ensaio universal EMIC (EMMIC DL-1000, São José dos Pinhais, Brasil). O ensaio foi realizado à velocidade de 1 mm/min e foi utilizada a célula de carga de 10 kgf até o rompimento da união (FIGURA 14b) (Bottino et al., 2005; Amaral et al., 2006; Melo et al., 2007; Passos et al., 2007; Passos et al., 2007).

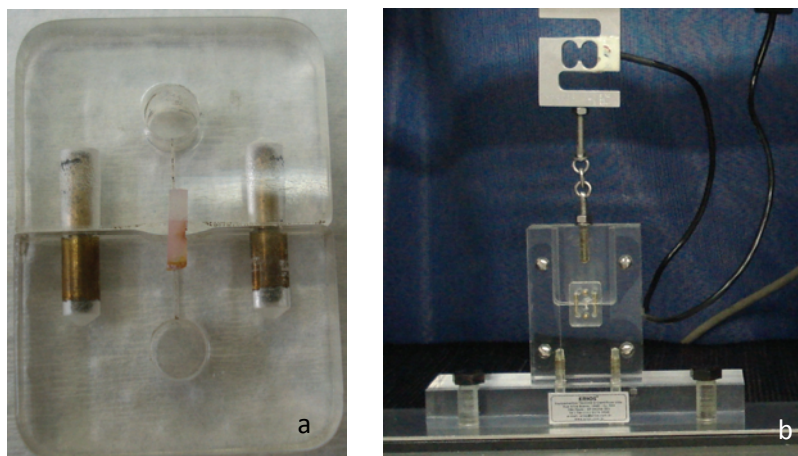


Figura 14 – Ensaio de microtração a) corpo de prova preso ao dispositivo de microtração ERIOS; b) dispositivo preso à máquina de ensaio universal EMIC.

A resistência de união foi calculada conforme a fórmula $R=F/A$, onde “R” é a resistência, “F” é a carga para ruptura do cp (N) e “A” a área interfacial do cp (mm²).

4.3. Análise estatística

Os dados de resistência adesiva foram submetidos à análise de Variância (3 fatores), teste de Tukey (5%) e teste de Dunnett. Para tanto, foi utilizado o programa Statistix 8.0 for Windows (Analytical Software Inc., Tallahassee, Fl., USA). O nível de significância adotado foi o valor convencional de 5%.

Os fatores do estudo são espessura da cerâmica (3 níveis: 1, 2 e 3 mm); tipo do agente de fixação resinoso (2 níveis: polimerização dual e química); tempo de fotopolimerização (2 níveis: 40 e 80 s) e envelhecimento (2 níveis: com e sem termociclagem) (14 grupos experimentais).

5 RESULTADOS

Todos os cp ensaiados foram analisados sob microscopia óptica (Mitutoyo, Japan), com aumento de 50 vezes para determinação do padrão de falha nas interfaces cerâmica/cimento/dente

As falhas foram então classificadas em 4 tipos (Della Bona et al., 2003): 1) adesiva (A): fratura na interface entre cimento e cerâmica, ou entre cimento e dentina; 2) fratura coesiva na dentina (CD); 3) fratura coesiva na cerâmica (CC); 4) mista (M): fratura adesiva combinada com fratura coesiva da dentina ou da cerâmica.

A Tabela 1 apresenta os números e porcentagem dos corpos de prova perdidos durante o corte e durante a termociclagem. Nota-se um número alto de perdas durante o corte e a termociclagem do Gr 5 (3mm de espessura com 40 segundos de fotoativação e termociclagem). O Grupo Gr6 (3 mm de espessura com 40 segundos de fotoativação sem termociclagem) também teve perda durante o corte, mas em menor número. Os corpos de prova perdidos foram considerados na análise estatística para auxiliar a avaliação comparativa dos materiais utilizados, evidenciando maior ou menor suscetibilidade a metodologia empregada. Foi atribuído para esses corpos de prova um valor de resistência de união de 2MPa, uma vez que cp com resistência de união inferior a 4 MPa não são passíveis de serem detectados pelo ensaio de microtração (Pashley *et al.*, 1995; Reis *et al.*, 2003; Reis *et al.*, 2004)

Pela análise de Variância 3-fatores (Tabela 2), constatou-se que os resultados de resistência adesiva foram significativamente influenciados pelos fatores tempo de fotopolimerização (P=0,0001), espessura da cerâmica (P=0,0001), termociclagem (P=0,0001). Observou-se interação entre: espessura X termociclagem (P=0,0001),

espessura X tempo de fotopolimerização ($P=0,0001$), termociclagem X tempo de fotopolimerização ($P=0,0003$) e espessura X termociclagem X tempo de fotopolimerização ($P=0,0001$). Como foi verificada significância na interação, o teste de Tukey apontará esta ocorrência (Tabela 3).

A estatística descritiva (médias e desvio padrão) dos dados de resistência de união está apresentada na Tabela 4 e graficamente apresentada nas figuras 15a e 15b.

Tabela 1 – Número (N) e porcentagem (%) de corpo de prova (cp) que sofreram falhas pré-teste (FPT) durante o corte e/ou termociclagem (TC) e o N total de cp submetidos ao teste de microtração (MTBs)

Grupos	N de cp	N e % de FPT durante corte e TC	Total N e % de cp testados na MTBs
Gr 1	80	36 (45)	44 (55)
Gr 2	80	40 (60)	40 (50)
Gr 3	80	41 (59)	39 (48,8)
Gr 4	80	27 (73)	53 (66,25)
Gr 5	80	73 (27)	7 (8,75)
Gr 6	80	52 (48)	28 (35)
Gr 7	80	60 (40)	20 (25)
Gr 8	80	29 (71)	51 (63,75)
Gr 9	80	53 (55)	27 (33,75)
Gr10	80	8 (92)	72 (90)
Gr11	80	29 (71)	51 (63,75)
Gr12	80	45 (55)	25 (31,25)
Gr13	80	38 (62)	42 (52,5)
Gr14	80	44 (56)	36 (45)

Tabela 2 – Análise de Variância (3 fatores) para os dados de resistência adesiva (MPa) obtidos

Efeito	gl	SQ	QM	F	p
Espessura	2	2182,2	1091,12	22,71	0,0001*
Termociclagem	1	2921,8	2921,8	60,81	0,0001*
Tempo de Polimerização	1	1533,4	1533,38	31,91	0,0001*
Espessura x Termociclagem	2	1261,8	630,92	13,13	0,1090
Espessura x Tempo	2	956,5	478,23	9,95	0,0001*
Termociclagem x Tempo	1	641,20	641,25	13,34	0,0003*
Espessura x Termociclagem x Tempo	2	1227,4	613,69	12,77	0,0001*
Resíduo	948	45552,9	48,05		
Total	959	56277,3			

gl: grau de liberdade; **SQ:** soma dos quadrados; **QM:** quadrado médio;

*significância estatística ($p < 0,05$)

Tabela 3 – Médias dos dados de resistência adesiva (MPa), considerando os 3 fatores de estudo (espessura, termociclagem e tempo de fotopolimerização do cimento resinoso)

Grupo	Espessura	TC	Tempo	Média	Grupos Homogêneos
G10	2	Sem	80	17,02	A
G8	1	Sem	80	9,48	B
G4	2	Sem	40	8,85	BC
G12	3	Sem	80	7,69	BCD
G11	3	Com	80	7,67	BCD
G1	1	Com	40	7,46	BCD
G2	1	Sem	40	7,13	BCD
G9	2	Com	80	6,52	BCD
G3	2	Com	40	5,94	BCDE
G6	3	Sem	40	5,72	CD
G7	1	Com	80	4,62	DE
G5	3	Com	40	2,73	E

*Teste de Tukey ($\alpha = 0,5$)

A estatística descritiva (média e desvio padrão) dos dados de resistência adesiva sem termociclagem está apresentada na Tabela 4.

Tabela 4- Ausência de Termociclagem. Média (\pm desvio padrão) dos dados (MPa) de microtração obtidos nos cp sob três condições de espessura (mm) em dois diferentes tempos de polimerização

Tempo de polimerização (segundos)	Espessura			
	1mm	2mm	3mm	linha(m \pm dp)
40	7,13 \pm 7,7	8,85 \pm 8,15	5,72 \pm 6,36	7,23 \pm 7,5
80	9,48 \pm 6,99	17,00 \pm 9,52	7,69 \pm 8,02	11,39 \pm 9,15
coluna(m \pm dp)	8,30 \pm 7,42	12,93 \pm 9,74	6,71 \pm 7,28	9,31 \pm 8,62

*n = 80

Para avaliar estatisticamente o relacionamento entre os grupos controles e os grupos experimentais, os dados obtidos em nosso experimento foram submetidos ao modelo estatístico do teste de Dunnett (5%) em duas etapas: grupos experimentais versus Controle Termociclado e grupos experimentais versus Controle não Termociclado.

Verificou-se, com o teste de Dunnett, que todos os grupos experimentais (G3, G5, G6, G7) apresentaram valores de resistência à adesão estatisticamente semelhantes aos grupos Controle Termociclado e não Termociclado e o grupo G10 apresentou valor de resistência à adesão superior aos grupos Controles Termociclado e não Termociclado.

A comparação das médias (\pm DP) dos grupos experimentais com o grupo Controle sem Termociclagem e com o grupo

controle com termociclagem estão representada graficamente na Figura 13a e 13b.

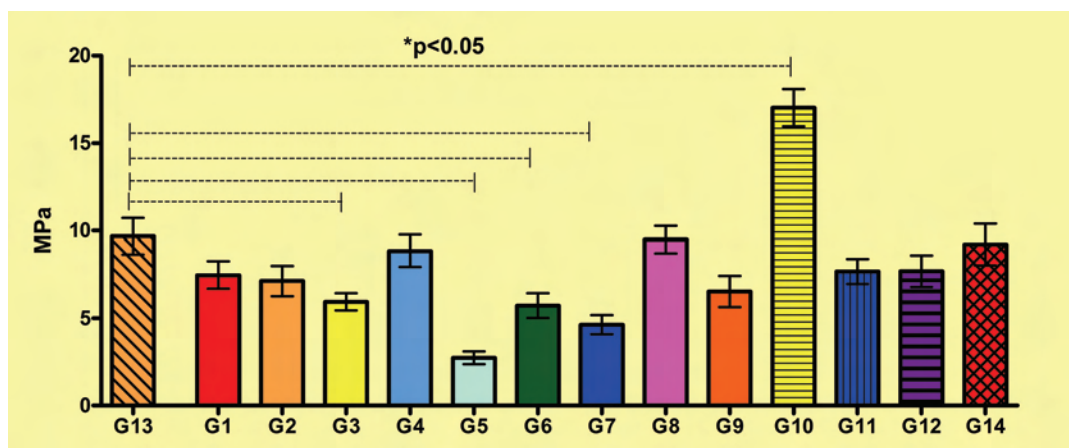


Figura 15a – Grupo Controle Termociclado (G13) comparado com todos os grupos experimentais.

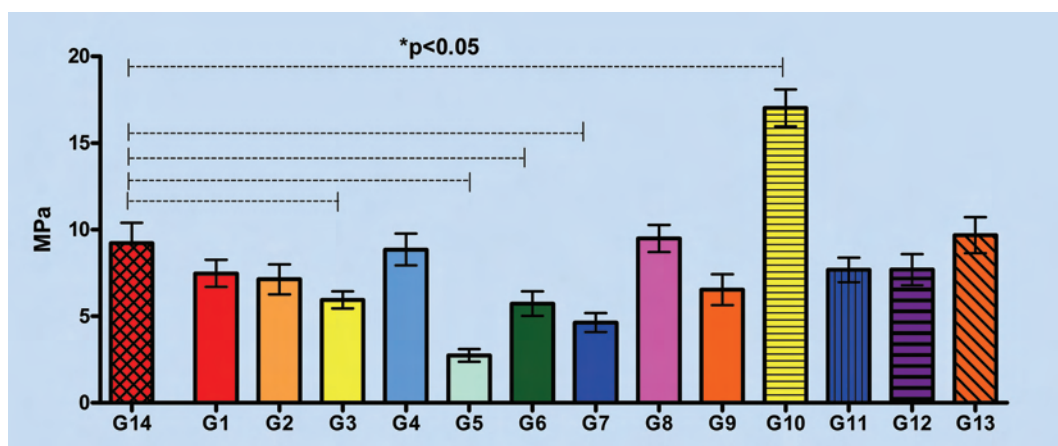


Figura 15b – Grupo Controle não Termociclado (G14) comparado com todos os grupos experimentais.

De acordo com a análise das superfícies fraturadas dos cp testados, podemos observar que o modo de falha predominante foi do tipo mista. Os grupos G1 e G2 apresentaram um menor valor de

resistência à adesão e um maior número de quantidade de falhas coesivas de cerâmica, devido à pequena espessura da cerâmica (1mm) que, durante o corte, devido à vibração da serra de corte, provocou trincas na estrutura da cerâmica, tornando-a mais friável.

6 DISCUSSÃO

Os procedimentos indiretos na Odontologia requerem uma fixação da restauração indireta ao elemento dental, através de um agente cimentante.

A intensidade da luz para polimerização usada neste estudo foi de $1000 \text{ mW} / \text{cm}^2$.

A principal consideração em relação à polimerização do agente cimentante resinoso é a intensidade da unidade de fotopolimerização. A ISO recomenda que a intensidade das luzes de polimerização seja de $300 \text{ mW} / \text{cm}^2$, e a exigência de norma para a profundidade de polimerização é de 1,5 mm.

Muitos clínicos utilizam lâmpadas halógenas, com uma potência muitas vezes abaixo $800 \text{ mW} / \text{cm}^2$ e a fotopolimerização dos agentes de cimentação de restaurações de cerâmica pode ser incompleta quando unidades fotopolimerização de baixa potência são utilizados. Por esta razão, a fotopolimerização por luz de alta intensidade e o maior tempo de fotopolimerização pode afetar diretamente os valores de resistência adesiva.

6.1 da polimerização

Alguns estudos mostraram que a variação no grau de conversão afetou diretamente as propriedades mecânicas dos agentes de fixação resinosos, como a dureza, resistência ao desgaste e à tração, solubilidade e biocompatibilidade (Rueggeberg *et a*, .2000).

Hofmann *et al*, (2001) avaliaram as propriedades mecânicas (resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza superficial) dos cimentos resinosos de polimerização dual e química e concluíram que a polimerização dual foi superior à cimentação fotopolimerizada, principalmente quando a barreira cerâmica foi usada. A fotopolimerização foi imprescindível para garantir propriedades superiores. Os autores aconselham o uso dos cimentos de presa dual para que as propriedades mecânicas mais importantes sejam alcançadas.

Diversos estudos mostram que os agentes de fixação resinosos de dupla ativação possuem melhores propriedades mecânicas quando são adequadamente fotopolimerizados, em relação aos ativados quimicamente (El-Mowafy e Rubo, 2000; Foxton *et al.*, 2003).

Segundo Tapety *et al* (2004), as formas de ativação dos cimentos resinosos podem ser: química, por meio da reação peróxido/amina; física, através de um iniciador fotossensível ou de polimerização dual, que reúne os dois tipos de polimerização. A ativação química é usada para estender o tempo de trabalho e garantir uma adequada dureza superficial de sistemas resinosos expostos insuficientemente à luz fotopolimerizadora, enquanto o componente fotopolimerizado promove rapidez e dureza inicial para estabilização da restauração, garantindo polimerização completa e satisfatória.

Uma menor quantidade de conversão e tensões foi observada após o fim da exposição à luz, considerando a alta correlação entre conversão e stress (Helvatjoglu-Antoniades *et al*, 2005).

A energia mínima necessária para polimerização do cimento resinoso dual deveria ser incluída no rótulo dos produtos, assim como nos aparelhos fotopolimerizadores a potência e o comprimento de onda. Entretanto, alguns fabricantes garantem que esses materiais podem polimerizar adequadamente somente pela ativação química e que o modo de polimerização química está indicado para cimentação de

restaurações onde a passagem da luz está atenuada ou impossibilitada (Lu *et al*, 2005).

Sabe-se que adequados comprimento de onda e intensidade da luz incidente são as principais características para a presa de um bom compósito fotopolimerizados. E que, além do efeito de atenuação que a intervenção da cerâmica proporciona, podemos ter alteração do espectro de comprimentos de onda (Moraes *et al*, 2007).

No entanto, nenhuma alteração significativa foi observada na irradiação transmitida através da cerâmica. Isso provavelmente ocorre devido à estrutura cristalina, espessura e cor da restauração. Estas características permitem a transmissão da luz sem interferir com as propriedades de onda da luz. Este resultado pode ser explicado pela distribuição da energia de luz incidente ao longo do espectro eletromagnético. O fotoiniciador canforoquinona, apresenta uma absorbância que varia entre 450 e 500 nm, com uma absorbância pico em 468 nm. Portanto, para irradiâncias mais baixas, a energia disponível nesse intervalo pode ter sido insuficiente para excitar canforoquinona ao mesmo nível do que durante a ativação com maior intensidade de luz. Além disso, o estudo levanta a questão de como uma baixa intensidade luminosa pode ser reduzida sem comprometer as propriedades do material. Os autores concluíram que a intensidade de irradiação usada para ativar o cimento resinoso neste estudo teve influência significativa na adesão à dentina. Um relacionamento significativo foi observado entre a intensidade de luz e a força de adesão. Entretanto, devido à presença de restaurações indiretas e do substrato dentário remanescente, a fotoativação por toda extensão do agente de fixação nem sempre é possível principalmente pela atenuação da passagem de luz das unidades fotoativadoras, podendo influenciar na polimerização e conseqüentemente afetar as propriedades desses materiais (Rasetto *et al.*, 2004).

Essa atenuação pode ser influenciada pela espessura, cores dos materiais restauradores e composição (Rueggeberg e

Caughman, 1993; El-Mowafy e Rubo, 2000; Rasetto *et al.*, 2004; Tango *et al.*, 2007a). Aumentar o tempo de exposição à luz, para promover maior grau de polimerização, mostra-se o melhor caminho para compensar a interposição das cerâmicas. Esta afirmação está baseada no estudo de Kumbuloglu *et al.*, em 2004, no qual ele também conclui que a polimerização influencia no grau de conversão dos cimentos resinosos duais.

Um agente cimentante ideal deve fornecer uma ligação eficiente entre dente e coping da coroa, aumentar a resistência à fratura, e reforçar a estrutura dental remanescente. Cimentos resinosos é a primeira escolha para alcançar tais condições. A composição dos cimentos de resinosos e suas formas de polimerização podem influenciar suas propriedades. As diversas viscosidades dos cimentos resinosos e a composição do monômero resultaram em diferenças nas propriedades adesivas dos cimentos resinosos. O método de polimerização do cimento resinoso influencia na ligação obtida entre dente e substrato da coroa. Cimentos resinosos fotoativados têm características de trabalho ideal, mas para que não ocorra uma polimerização incompleta, não deve ser usado se a restauração indireta for maior do que 3 mm. Cimentos duais têm em sua composição um fotoiniciador (canforoquinona) e um componente de ativação química (peróxido e amina) para alcançar os melhores resultados. (Altintas *et al.*, 2008).

Pazin *et. al* (2008) em seus estudos, observaram que a espessura da cerâmica é um fator crítico para o desenvolvimento da dureza do cimento resinoso dual fotopolimerizado indiretamente. Embora seja difícil prever se diferentes desempenhos clínicos são passíveis de ocorrer em restaurações cimentadas em condições semelhantes em seu estudo, o uso de fontes de luz de alta intensidade ou o aumento do tempo de exposição à luz é aconselhável quando cimentar restaurações cerâmicas de maior espessura. Concluindo, a polimerização dos agentes

cimentantes duais é dependente da espessura da cerâmica, enquanto a fonte de luz mostrou não ser significativa no teste.

Embora os cimentos de polimerização química, foto ou dual são adequados para fins de cimentação, os materiais fotopolimerizados oferecem as vantagens do tempo de trabalho estendido e promove a estabilidade de cor.

Assim, sugere-se que para restaurações indiretas em cerâmica de espessuras maiores que 2 mm seja utilizado cimento resinoso de presa dual com maior tempo de fotopolimerização.

6.2 da metodologia

Vários fatores podem provocar diferenças na resistência de união, como o procedimento de corte (Pashley *et al*,1999), a heterogeneidade estrutural do substrato, diferenças nas propriedades do material, sensibilidade técnica do sistema adesivo e variações do operador (Shono *et al*/1999). Neste estudo, a homogeneidade do material comparado ao tecido dental e o uso de espécimes *non-trimming* gerou menos estresse durante o corte para obtenção dos espécimes. Estes testes de resistência de união podem prover informações úteis para realização dos procedimentos clínicos realizados, entretanto, as forças exercidas no dente e restaurações em situações clínicas são de natureza complexa e os testes laboratoriais não são capazes de simular apropriadamente as forças intra-bucais.

Sabe-se que quando ocorre uma falha na área adesiva, o material na ponta da trinca deforma-se plasticamente ao redor desta. A relação entre a trinca e o tamanho da zona plástica determina o processo de fratura. A fractografia, apesar de não ter sido realizada neste estudo, poderia ser considerada nas investigações de resistência de união,

fornecendo informações importantes a respeito do processo de fratura (Della Bona *et al*, 2002; Della Bona *et al*, 2003).

Com relação aos materiais que constituem a zona adesiva, o cimento resinoso é o que pode apresentar maior possibilidade de exibir defeitos internos (bolhas), havendo concentração de tensões nestas áreas e, portanto, a fratura se iniciaria e se propagaria através destes defeitos; a presença de força de torção, porém não pôde ser comprovada, visto que não foi realizada uma análise de distribuição de tensões com FEA. Em relação aos aspectos experimentais, o procedimento de cimentação realizado consistiu na aplicação do cimento resinoso ao bloco cerâmico (Özcan *et al*, 2001; Özcan *et al*, 2003). Clinicamente existem duas interfaces: uma entre o cimento e a cerâmica, e outra entre o cimento e a estrutura dental, sendo a intenção deste estudo, avaliar a interface entre o agente cimentante e a cerâmica.

A escolha do ensaio de microtração para verificar a força de resistência entre os materiais estudados foi embasada nos trabalhos citados que demonstram de forma conclusiva a eficiência e confiabilidade desse teste. (Sano *et al* 1994; Shono *et al*, 1997; Phrukkanon *et al*, 1998)

Shono *et al* (1999), relataram que a utilização de amostras *non-trimming*, como às utilizadas no presente estudo, resultou em valores de resistência semelhante ao estudo de Sano *et al* (1994) podendo ser utilizadas para avaliar a resistência de união entre cerâmicas ácido-resistentes e agentes cimentantes resinosos. Ao observarmos o desvio-padrão obtido neste estudo (Tabela 2), é possível constatar a efetividade dos espécimes em forma de “palitos”, de acordo com os autores citados anteriormente.

Deve-se considerar que ao se desgastar os cp para obtê-los em forma de ampulheta ou halteres, pode-se estar provocando tensões nessas áreas (Pashley *et al* 1999).

O ensaio de tração convencional apresenta limitações, como a dificuldade de alinhamento dos espécimes em máquina de ensaio

universal e a tendência em distribuir as tensões de modo não-uniforme na interface (van Noort *et al* 1991; Kitasako *et al* 1995), sendo utilizado nas situações em que o ensaio de microtração é tecnicamente difícil de ser realizado (Chen *et al* 2001; Della Bona *et al* 2002; Hooshmand *et al* 2002). O método a ser empregado deve ser definido a partir da viabilidade técnica: avaliação de resistências de união baixas (< 5 MPa), difíceis de serem estudadas com o teste de microtração; resistência à tração de coroas ou de pinos intra-radulares; materiais de difícil secção, como os metais, entre outros.

Considerando a origem dos cp, muitos estudos julgaram ser uma vantagem o fato de no ensaio de microtração se obter inúmeros cp de uma pequena estrutura (Sano *et al* 1994; Pashley *et al* 1999; Valandro *et al* 2005), devido à capacidade de avaliação real da força de adesão entre diferentes substratos, pois nos permite avaliar pequenas áreas (aproximadamente 1 mm²) de uma mesma superfície adesiva.

Portanto, existe a possibilidade de haver menor número de defeitos internos na zona adesiva ou falhas superficiais (Sudsangiam e van Noort,1991; Sano *et al* 1994; Cardoso *et al* 1998; Phrukkanon *et al*,1998; Shono *et al*,1999; el- Zohairy *et al* 2004; Yamaguchi *et al* 2006), que poderiam mascarar os valores próximos aos valores reais de resistência adesiva.

O menor valor de resistência a adesão dos grupos de cerâmicas de 1mm (em relação aos grupos de 2mm de espessura) , não pode ser considerado como um baixa resistência, pois em todos os grupos, as cerâmicas de 1mm tiveram fratura coesiva da cerâmica. Fato que pode ser explicado pelo condicionamento das superfícies destas cerâmicas por ácido fluorídrico, tornando-as porosas e irregulares (Özcan e Vallittu, 2003).

O desenho dos cp em forma de “palitos” para o teste de microtração foi determinado a partir de estudos (Pashley *et al* 1999; Shono *et al* 1999; Goracci *et al* 2004) nos quais os autores comprovaram

a versatilidade, confiabilidade e eficiência desse desenho em relação às amostras em forma de halteres ou ampulheta.

Rodrigues Filho (2007) relatou que a Análise de Variância do teste de microtração é mais coerente quando se inclui os palitos prematuramente perdidos e, que sua omissão, pode alterar significativamente os resultados de resistência de união. Muitos trabalhos na literatura não consideram tais dados, desprezando-os e obtendo assim, resultados de resistência de união que, possivelmente não refletem de maneira mais fiel à realidade. Certamente, a possibilidade de discriminar regiões ou áreas de maior ou menor efetividade de união constitui-se uma grande vantagem do teste de microtração, conseqüentemente, os palitos perdidos prematuramente não deveriam ser simplesmente ignorados, pois estão inseridos na unidade experimental. Além disso, ainda não está determinada, laboratorialmente ou clinicamente, qual situação é mais vantajosa: uma restauração que se mantenha aderida em toda sua área de ocupação com valores mais modestos de resistência adesiva, ou uma restauração que apresente, em média, altíssimos valores de resistência de união, mas que, entretanto, revele muitas áreas de adesão falhadas. (Ludovice, 2005).

De acordo com a Tabela 1 o percentual de cp perdidos durante o corte e termociclagem alcançou 73% para o grupo TC com cerâmica de 3mm de espessura em que foi fotopolimerizado por 40 segundos. Este grupo também apresentou uma menor média de resistência de união (2,73 MPa). Os cp “perdidos” foram incluídos na análise estatística, pois tiveram forte influência nos resultados do estudo reduzindo os valores médios de resistência de união. Essas “perdas” indicam a maior suscetibilidade da interface de união à técnica de obtenção dos corpos de prova, maior variabilidade de ação no substrato ou maior sensibilidade à termociclagem, informações valiosas que são perdidas quando da simples exclusão desses corpos de prova, desvirtuando os resultados (Phrukkanon *et al*, 1998; Soares, 2007). Esta

conduta pode ainda, influenciar na comparação de resultados de diferentes estudos.

6.3 da espessura

el-Mowafy *et al*, em 1994, mostraram que quanto maior a espessura do anteparo entre a fonte de luz e o cimento, menor a dureza do cimento, também constatado no presente estudo. O tipo de material restaurador indireto deve ser da mesma forma deve ser levado em consideração, devido à possibilidade de atenuar a intensidade da luz além de modificar o espectro de luz que atingirá o cimento, originando menores valores de dureza, representativos de polimerização de menor qualidade.

Os cimentos ativados fisicamente por luz oferecem vantagens clínicas como maior tempo de trabalho e melhor estabilidade de cor. Entretanto o seu uso tem sido considerado limitado quando envolve fixação de restaurações indiretas que atenuam a passagem de luz e dificultam a fotopolimerização do material de fixação (Caughman *et al.*, 2001).

Segundo Soares et al. (2006) a espessura da cerâmica tem maior influência na microdureza do cimento resinoso dual do que a cor da restauração cerâmica, mas a interação destes dois fatores é importante. Estes autores concluíram que restaurações cerâmicas com até 2mm de espessura não prejudicam a dureza do cimento, mas que restaurações com 4mm de espessura, com maior croma diminuíram a dureza do cimento resinoso.

De acordo com os estudos de Altintas (2008), Pazin (2008), os resultados obtidos suportam as hipóteses de que com o aumento da espessura da cerâmica e um menor tempo de

fotopolimerização diminuiu a resistência de adesão da cerâmica à dentina.

6.4 da termociclagem

A influência da armazenagem e da TC sobre a resistência de união entre cerâmicas e cimentos resinosos tem uma posição de destaque, visto que a degradação hidrolítica da interface material resinoso / cerâmica e a degradação do próprio material resinoso, pela falha entre matriz e partículas inorgânicas, parecem constituir-se nas razões essenciais para o decréscimo da resistência de união (Söderholm e Roberts, 1990).

Segundo Özcan *et al* (2001), os materiais resinosos absorvem água até certo ponto durante a armazenagem em água, são tempo dependentes, sendo necessário dias ou semanas para chegar ao máximo de absorção.

A TC promove diferenças no coeficiente de expansão térmica do substrato e estressa a união adesiva, enquanto que a armazenagem em água avalia a resistência adesiva à degradação hidrolítica (Foxton *et al*,2002) e à absorção de água. A TC introduz um estresse térmico dentro do sistema podendo alterar as propriedades dos materiais resinosos porque estes contêm componentes (matriz e partículas orgânicas) com diferentes coeficientes de expansão térmico linear, o que supõe uma simulação das condições clínicas (Hooshmand *et al*,2002), capaz de promover fadiga na união adesiva. O estresse térmico pode influenciar a longevidade da restauração de duas formas: o estresse mecânico gerado através da diferença no coeficiente de expansão térmica pode resultar em falha na interface de união e mudanças nas dimensões

devido à contração de polimerização que podem ocasionar *gaps* entre o dente e a restauração (Helvatjoglu-Antoniades *et al*,2004).

Está estabelecido que a adesão entre cerâmica e cimento possui susceptibilidade às condições térmicas, químicas e mecânicas dentro das condições da cavidade bucal. A armazenagem em água à temperatura constante e/ou TC são freqüentemente utilizadas para simular o envelhecimento na adesão entre materiais.

7 CONCLUSÃO

Com base na metodologia aplicada, nas condições experimentais e nas limitações do presente estudo, em conformidade com a nossa proposição, algumas conclusões podem ser formuladas:

1. A termociclagem afetou a resistência de adesão para todos os tempos de fotopolimerização utilizados neste estudo e para os cimentos fotopolimerizados e quimicamente ativado.
2. O tempo de fotopolimerização de 80 segundos produziu um aumento da resistência adesiva entre cimento/dentina/cerâmica em relação ao tempo de 40s.
3. Quando a espessura da cerâmica foi maior (3mm) houve uma diminuição significativa da resistência adesiva tanto para os grupos TC quanto para o não TC.

8 REFERÊNCIAS*

Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode or a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent.* 2005 Sep;94(3):234-41

Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006; 22(3):283-90.

Blackman R, Barghi NL, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light cured resin cement. *J Prosthet Dent.* 1990 Mar;63(3):295-300.

Bottino MA. *Estética em reabilitação oral metal-free.* São Paulo: Artes Médicas, 2001.

Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont.* 2005 Jan-Feb;18(1):60-5

Brentel AS, Özcan m, Valandro LF, Alarça 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. Mat.* 2007; 23(11): 1323-31

*Internacional Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referents [homepage na Internet]. Bethesda: US National Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil.* 2001;28(1):95-101.

Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* 1998 Nov.;14(6):394-8.

Cavel WT, Kelsey WP 3rd, Barkmeier WW, Blankenau RJ. A pilot study of the clinical evaluation of costable ceramic inlay and a dual-cure resin cements. *Quintessence Int* 1988; 19(4): 257-62.

Chen KK, Shono Y, Ogawa T, Kozono Y, Terashita M. Fracture aspects of resin-dentin bonding in non-trimming microtensile test. *Dent Mater J.* 2001;20(4):315-24.

Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky Jr JJ. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19(8):693-9.

Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. Artes Médicas, 2009

el-Mowafy OM, Rubo MH, El-Badrawy WA. Hardening of new resin cement cured through a ceramic inlay. *Oper Dent* 1999; 24 (1): 38-44.

el-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc* 2000; 66: 147.

el Zohairy AA, de Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bondstrength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater.* 2003;19(7):575-83.

Estrela C. Metodologia Científica. São Paulo. Artes Médicas, 2005

Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc.* 2002 Apr;133(4):429-34; quiz 491-3

Foxton RM, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of light source direction and restoration thickness on tensile strength of a dual-curable resin cement to copy-milled ceramic. *Am J Dent.* 2003 Apr;16(2):129-34

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater.* 2004;20(7):643-54.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite *Dent Mater* 2002; 18 (6): 463-9.

Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. Eight year clinical evaluation of fired ceramic inlays. *Oper Dent* 2000; 25(6): 473-81

Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehabil.* 2004;31(9):911-7.

Hill EE. Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dental Clin N Am* 51(2007) 643-658

Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater.* 2002; 18(2):179-88.

Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):59- 64.

Kato H, Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. *J Prosthet Dent.* 1996;75(2):163-8.

Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Harada N, Inokoshi S, Yamada T et al. Shear and tensile bond testing for resin cement evaluation. *Dent Mater.* 1995 Sept.;11(5):298-304.

Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil.* 2005 Feb;32(2):128-33

Leite FPP. Efeito do tempo de condicionamento e da limpeza em aparelho sônico do precipitado do ácido fluorídrico sobre resistência de união entre uma cerâmica feldspática e um cimento resinoso [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.

Lee BI, Na W, Chang J, Um MC. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater.* 2008 Aug;24(8):1141-7

Lopes LG, Franco EB, Neto AN, Herrera FS, Kurachi C, Castañeda-Espinosa JC, Lauris JRP. Polymerization of a dual-cured cement through ceramic: LED curing light VS halogen lamp. *J. Appl Oral Sci.* 2004; 12 (4): 312-316.

Lopes MB, Sinhorette MAC, Correr Sobrinho L, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear Bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras.* 2003 Apr-Jun;17(2):171-5

Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(6): 549-54.

Ludovici E. Influência do volume de adesivo e das ciclagens térmica e mecânica na resistência de união resina-dentina [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 2005.

Matinlinna JP, Lassila LVJ, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* 2004 Mar-Apr;17(2):155-64

Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Bonding to a leucite reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J.* 2007;18(4):314-9.

Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Puppim-Rontani RM, Ogliari FA, Piva E. Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008 Apr;85(1):160-5.

Nagayassu MP, Shintome LK, Uemura ES, Araujo JEJ. Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. *Braz.Dent.J.* (2006) 17(4): 290-295.

Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J Oral Rehabil.* 2004;31(8):785-9.

Nalcaci A, Kucukesmen C, Uludag B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. *J Prosthet Dent.* 2005 Aug;94(2):140-5

Oilo G. Bond strength testing – what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43(5):492-8.

Özcan M, Alkumru HN, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):335-9.

Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725-31.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent.* 1999;1(4):299-309.

Passos SP, Influência da Aplicação de um adesivo na durabilidade de união entre uma cerâmica feldspática e um cimento resinoso [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007

Passos SP, Resin cement curing type and photo-curing source: bonding to dentin/ceramic. IADR, 2009

Passos SP, Özcan M, Vanderlei AD, Leite FP, Kimpara ET, Bottino MA. Bond strength durability of direct and indirect composite systems following surface conditioning for repair. *J Adhes Dent.* 2007; 9(5): 443-7

Pazin. M, et al. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucita-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *J Oral Sci.* 2008 Jun;50(2):131-6

Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.* 2009 Oct;102(4):242-52

Pisani-Proenca J, Erhardh MCG, Valandro LF, Guitierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Catillo-Salmeron RD, Bottino MA. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthetic Dent* 2006; 96(6): 412-7.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater.* 1998 Mar.;14(2):120-8.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater.* 1998 June;14(3):212-21.

Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA.. Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 2004 May;91(5):441-6.

Reges RV, Moraes RR, Correr AB, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Piva E, Nouer PR. In-depth polymerization of dual-cured resin cement assessed by hardness *J Biomater Appl.* 2008 Jul;23(1):85-96

Reis A, Rocha OCM, Schroeder M, Tancredo LL, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on the microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2004;6(1):7-11.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *Int. J Prosthodont* 1994; 7(2): 159-66

Santos MJ, Mondelli RF, Francischone CE, Lauris JR, de Lima NM. Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays made with two systems: a one-year follow-up *J Adhes Dent* 2004; 6(4): 333-8.

Santos MJMC, NavarroMFL, Tam L, McComb D. The effect of dentin adhesive and cure mode on film thickness and microtensile Bond strength to dentin in indirect restorations. *Oper Dent*. 2005 Jan-Feb;30(1):50-7

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R et al. Relationship between surface área for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994 July;10(4):236-40.

Savio LA, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MAC, Goes MF, Knowles. Effect of water storage and surface treatments on the tensile Bond strength of IPS Empress 2 Ceramic. *J Prosthodont*. 2007 May-Jun;16(3):192-9

Schilke R, Lisson JÁ, Baub O, Geurtsen, W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol*. 2000 May;45(5):355-61

Sinhoretti MAC, Manetta IP, Tango RN, Iriyama NT, Consani RLX, Correr-Sobrinho L. Effect of light-curing methods on resin cement Knoop hardness at different depths. *Braz Dent J* 18(4) 2007: 305-388

Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear Bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramic. *Dental Materials* 18 (2002) 380-388.

Shiu P, Souza-Zaroni WC, Eduardo CP, Youssef MN. Effect of Feldspathic Ceramic Surface Treatments on Bond Strength to Resin Cement. *Photomed Laser Surg*. 2007 Aug;25(4):291-6

Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*. 1999 Feb.;78(2):699-705.

Soares FZM. Estudo comparativo de sistemas adesivos de fabricação nacionais e importados: resistência de união à dentina, resistência à tração e micromorfologia [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2007

Söderholm KJM, Roberts MJ. Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dent Res*. 1990;69(12):1812-6.

Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent*. 1999;1(1):57-67.

Tapety CMC; Cefaly DFG; Quintanz NH; Barata TJE; Francischone CE; Pereira JV. Aspectos relevantes na cimentação adesiva de restaurações indiretas sem metal. *JBC J Bras Clin Odontol Integr*; 8(44):185-190, mar - abr. 2004.

Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*. 2005 Mar.;93(3):253-9.

Valandro LF, Mallmann A, Della Bona A, Bottino MA. Bonding to densely sintered alumina and glass infiltrated aluminum zirconium based ceramics. *J Appl Oral Sci* 2005; 13(1): 47-52

van Noort R. Introdução aos materiais dentários. 2ª edição. Artmed editora. 2004

van Noort R, Cardew G, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991 May;70(5):889-93.

Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A. Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of twostep adhesive systems. *Dent Mater.* 2006;22(5):420-5.

Wang H, Liao Y, Chao Y, Liang X. Shrinkage and strength characterization of an alumina-glass interpenetrating phase composite for dental use *Dent Mater.* 2007 Sep;23(9):1108-13

APÊNDICE A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

 **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / juncto@fosjc.unesp.br

 **CERTIFICADO**
Comitê de Ética em Pesquisa
Com Seres Humanos



CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **079/2009-PH/CEP**, sobre **“Resistência de união entre uma cerâmica prensada, cimentada à dentina: efeito da espessura da cerâmica e do tipo de cimento resinoso”**, sob a responsabilidade de **DIANA CAPELLI BARCA**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.


São José dos Campos, 17 de novembro de 2009.



Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora

APÊNDICE B – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
 CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
 FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – São Dimas – CEP 12201-970 – F: (12) 3947-9000 – FAX (12) 3947-9028


**Comitê de Ética em Pesquisa
 Com Seres Humanos**

São José dos Campos, 22 de abril de 2010

Ofício nº 024/10-CEP

Prezado(a) Sr.(a)	DIANA CAPELLI BARCA
Projeto	Resistência de união entre uma cerâmica prensada, cimentada à dentina: efeito da espessura da cerâmica e do tipo de cimento resinoso
PARECER	
Por solicitação da Pesquisadora Responsável, foi alterado o título do Projeto acima mencionado, para "Influência da espessura da cerâmica, tempo de fotopolimerização e tipo de cimento resinoso na resistência da união entre uma cerâmica feldspática e a dentina coronária" Convalidando dessa forma o Protocolo nº 079/2009-PH/CEP de 17/11/2009	

Atenciosamente,


Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
 Coordenadora

Barca DC. Influence of ceramic thickness, polymerization time and the type of cement on the bond strength between feldspathic ceramic and dentin [dissertation]. São José dos Campos *School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – São Paulo State University; 2010.*

ABSTRACT

This study evaluated the influence of the thickness of the ceramic, time and type of light curing resin cement on bond strength between a ceramic and glass human dentin. The hypothesis is that the type and time of curing luting agent and the thickness of the ceramic bearing on the bond strength between cement and dentin. We selected one hundred and twelve healthy human molar teeth were embedded in acrylic resin and were cut in the occlusal surface Labcut machine, exposing the dentin. Two groups have had to dentin conditioned with 37% phosphoric acid washed applied adhesive (Excite, Ivoclar) light cured for 20s. In the control group (n = 16), we used self-adhesive cement. We made one hundred and twelve blocks (6 x 6 mm) ceramic feldspathic (Vita PM9) with three thicknesses: 1, 2 and 3 mm that had cement surface treated with hydrofluoric acid 10%, washed, dried, and silanized. The ceramic blocks were cemented according to the experimental group: Variolink II (Ivoclar Vivadent) and cured with LED for 40 or 80 seconds of curing cement Multilink or II (control group). Thus, they formed seven groups (N = 16). The specimens were stored in distilled water (37 ° C) for 24 hours and sectioned in two axes, X and Y, to obtain the specimens. Each group (N = 16) was subdivided into two (n = 8) where a group was thermocycled and another test by microtensile 24 hours after cementation. This toothpick (ceramic / tooth) was mounted in microtensile Erios, led to a universal testing machine and tested at a speed of 1 mm / min. The average values (MPa) were the ANOVA analysis of three variables - factors, Dunnett test and Tukey test (5%). The bond strength was significantly influenced by light irradiation time, thickness of the ceramic thermal cycling.

Keywords: Resin Cement. Ceramics. Microtensile. Human Teeth