

ANALUCIA GEBLER PHILIPPI

**ESTUDO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DENTES DE RESINA ACRÍLICA E
BASES DE RESINA ACRÍLICA ATIVADA TERMICAMENTE POR ENERGIA DE
MICROONDAS E POLIAMIDA EM FUNÇÃO DE DUAS ALTURAS DE
RECOBRIMENTO CERVICAL**

CAMPINAS
2009

ANALUCIA GEBLER PHILIPPI

**ESTUDO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DENTES DE RESINA ACRÍLICA E
BASES DE RESINA ACRÍLICA ATIVADA TERMICAMENTE POR ENERGIA DE
MICROONDAS E POLIAMIDA EM FUNÇÃO DE DUAS ALTURAS DE
RECOBRIMENTO CERVICAL**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-
Graduação / CPO São Leopoldo Mandic
para obtenção do grau de Mestre em
Odontologia

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Artêmio Luiz Zanetti

CAMPINAS
2009

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

P552e Philippi, Analucia Gebler.
Estudo da resistência de união entre dentes de resina acrílica e bases de resina acrílica ativada termicamente por energia de microondas e poliamida em função de duas alturas de recobrimento cervical / Analucia Gebler Philippi. – Campinas: [s.n.], 2009.
96f.: il.

Orientador: Artêmio Luiz Zanetti.
Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Nylons. 2. Resinas acrílicas. 3. Prótese Dentária. I. Zanetti, Artêmio Luiz. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

PARA: Analucia Gebler Philippi

Curso: Mestrado em Odontologia - área de concentração Prótese Dentária

Título da Dissertação: **“ESTUDO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE DENTES DE RESINA ACRÍLICA E BASES DE RESINA ACRÍLICA ATIVADA TERMICAMENTE POR ENERGIA DE MICROONDAS E POLIAMIDA EM FUNÇÃO DE DUAS ALTURAS DE RECOBRIMENTO CERVICAL”**

Data defesa:

Informamos que aquela dissertação acima apontada foi apresentada por seu titular ao Centro de Pós-Graduação, perante a Comissão Examinadora abaixo nominada, e cumpriu todas as exigências feitas por aquela Comissão tendo sido aprovada recebido a competente liberação sob a supervisão da docência da orientação.

Campinas,

Prof. Dr.

Prof. Dr.

Membro

Profa. Dra.

Membro

Dedico este trabalho a meu querido marido Fábio, por seu incansável incentivo e a meus filhos Guilherme e Lucas que sempre souberam entender minhas ausências.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Artemio Luiz Zanetti, que gentilmente me acolheu como sua orientada e generosamente compartilhou comigo seu conhecimento e sua visão.

Ao Professor Izo Milton Zani por seu incentivo, sua fé em mim e sua disponibilidade.

AGRADECIMENTOS

À minha querida amiga Prof^ª. Dra. Claudia Maziero Volpato, que me orientou tantas vezes (e foram incontáveis), sempre disponível para ler meus rabiscos e compartilhar comigo sua visão instigante.

À Professora Dra. Raquel Virgínia Zanetti pela amizade, disponibilidade, ajuda, inabalável bom humor e todo o conhecimento compartilhado. Acho que nunca me cansarei de ouvi-la.

À minha mãe Rute e ao meu pai Érico (in memoriam) pelo constante incentivo, aprovação, dedicação, disponibilidade, apoio incondicional...gratidão está entre minhas palavras.

Ao querido amigo Lauro Bragaglia, que dividiu comigo sua experiência e ajudou nos testes conduzidos nesta pesquisa.

À querida amiga Prof^ª. Dra. Eleonora Vieira (Guga) por nunca se cansar de responder a minhas perguntas bobas de Metodologia Científica.

Ao TPD Márcio Constante dos Santos por sua orientação em relação ao material e à inclusão dos corpos de prova. Este trabalho não teria sido possível sem ele.

Aos Professores Tânia Lacerda, Pedro Paulo Feltrin, Nei Hamaoka e Ricardo Tetsuo Inoue... mentes brilhantes que tiveram uma enorme influência em minha formação.

À Labordental pela doação dos materiais utilizados.

À Dentsply pela doação dos dentes utilizados.

À Disciplina de Materiais Dentários da UFSC, pelos materiais disponibilizados.

Ao técnico do Laboratório de Pesquisas da UFSC, Lauro da Silva.

À equipe fantástica, formada por meus colegas de curso: João Moretti, Jonas Astolfi e Cássio Machado... saudade...

À Fernanda Peçanha e Gisele da Silva, que foram mães dos meus filhos por 30 meses de curso e tantas outras vezes.

Aos professores da disciplina de Prótese total da UFSC: José Carlos Oleiniski, Mirian Becker e Wilson Andriani, que permitiram que eu me afastasse para continuar minha formação.

À Universidade Federal de Santa Catarina e ao Departamento de Odontologia, por apoiarem minha formação.

Ao Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, na pessoa dos Doutores Thomaz Wassall e José Luiz Junqueira.

A todas as pessoas que participaram direta ou indiretamente deste trabalho, obrigada.

O conhecimento amplia a vida. Conhecer é viver uma realidade que a ignorância impede desfrutar.

GONZÁLEZ PETOTCHE

RESUMO

Esta pesquisa avaliou a resistência de união entre dentes de resina acrílica, uma base de RAAT e uma base de poliamida. Os corpos de prova foram preparados e divididos em seis grupos: quatro de poliamida e dois de resina acrílica ativada por microondas, que foi utilizada como controle. O teste de cisalhamento em 45°, foi feito em uma máquina de testes universal. Realizamos a análise dos dados através do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis para comparação das medianas e o teste de comparações múltiplas de Dunn. As medianas de adesão variaram de 6,96 a 27,54Kgf. As maiores médias foram encontradas nos grupos controle (CB=28,89 e CI=14,23Kgf), no entanto, na maioria dos corpos de prova estudados não houve separação entre os dentes e a base de poliamida, em razão das características flexurais deste material.

Palavras-chave: Poliamida. Dentes de resina acrílica. Base de prótese. Força de adesão.

ABSTRACT

This study investigated the bond strength between acrylic resin teeth, a polyamide base and a microwave polymerized acrylic resin denture bases. The specimens were prepared and divided in six groups: four of polyamide and two of acrylic resin, used as a control. A shear test was conducted in 45°, in an universal testing machine. Data were analysed using Kruskal-Wallis and multiple comparison Dunn's test. The mean bond strength ranged from 6,96 to 27,54Kgf. Control group showed the greatest bond strength (CB=28,89 e CI=14,23Kgf), although in the great majority of the tested groups, there was no separation between the resin teeth and the polyamide base, due to flexural proprieties of this material.

Keywords: Polyamide. Acrylic denture teeth. Denture base resin. Bonding strength.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Calibragem do instrumento	49
Figura 2 - Calibragem do instrumento	49
Figura 3 - Demarcação do limite cervical de 1 mm por vestibular	49
Figura 4 - Demarcação do limite cervical de 2 mm por palatino.....	49
Figura 5 - Espátula em 45°	50
Figura 6 - Corpo de prova perpendicular.....	50
Figura 7 - Angulação de 45° por vestibular	50
Figura 8 - Angulação por palatino	50
Figura 9 - Vista aproximada da delimitação cervical	50
Figura 10 - Corpo de prova encerado	50
Figura 11 - Inclusão do corpo de prova em gesso	51
Figura 12 - Inclusão concluída	51
Figura 13 - Dente preparado	52
Figura 14 - Anotado o centro geométrico do dente	53
Figura 16 - Vista aproximada	53
Figura 18 - Iniciando a perfuração.....	53
Figura 19 - Perfuração concluída, dente removido do molde.....	53
Figura 20 - Matriz para posicionamento do dente e confecção da perfuração palatina	54
Figura 21 - Mesial.....	54
Figura 22 - Dente asperizado e com as perfurações concluídas.....	55
Figura 23 - Conjunto de dentes asperizados e com as perfurações concluídas	55
Figura 24 - Calibragem do instrumento	57
Figura 25 - calibragem do instrumento.....	57
Figura 26 - Demarcação da linha de 2 mm na face vestibular	57

Figura 27 - Demarcação da linha de 3 mm na face palatina	57
Figura 28 - Dente asperizado, com perfurações e demarcação da linha limite	57
Figura 29 - Conjunto de dentes asperizados, com perfurações e demarcação da linha limite já realçada	57
Figura 30 - Construção do molde de silicone	58
Figura 31 - Posicionamento de novo dente e nova base	58
Figura 32 - Vazamento com cera	59
Figura 33 - Metade do novo corpo de prova	59
Figura 34 - Conjunto de corpos de prova	59
Figura 35 - Muflas para injeção de poliamida.....	60
Figura 36 - Encaixes de precisão	60
Figura 37 - Inclusão do corpo de prova.....	60
Figura 38 - Inclusão do corpo de prova.....	60
Figura 39 - Acabamento do gesso	60
Figura 40 - Colocação dos corpos de prova.....	60
Figura 41 - Desnível para colocação do conduto de alimentação	61
Figura 42 - Mufla e contra-mufla	61
Figura 43 - Confirmação da espessura do conduto de alimentação	61
Figura 44 - Colocação do conduto	61
Figura 45 - Colocação do segundo conduto.....	61
Figura 46 - Confirmação do espaço para fechamento	61
Figura 47 - Sulcos de escape de pressão	61
Figura 48 - Cobertura dos corpos de prova.....	61
Figura 49 - Aperto dos parafusos	62
Figura 50 - Término da inclusão.....	62
Figura 51 - Abertura da mufla para remoção da cera.....	62
Figura 52 - O conjunto após a limpeza.....	62

Figura 53 - Fechamento da mufla	62
Figura 54 - Novo aperto dos parafusos	62
Figura 55 - Preparo da microinjetora.....	63
Figura 56 - Colocação do cartucho de poliamida	63
Figura 57 - Colocação da mufla	63
Figura 58 - Aprisionamento da mufla na microinjetora.....	63
Figura 59 - Remoção da mufla após a injeção.....	64
Figura 60 - Resfriamento sob água corrente	64
Figura 61 - Remoção da inclusão no desmuflador	64
Figura 62 - remoção da inclusão do desmuflador	64
Figura 63 - Conjunto sendo desmuflado	64
Figura 64 - Corpo injetado.....	64
Figura 65 - Secção dos condutos de alimentação.....	65
Figura 66 - Máquina de testes universal Instron 4444, com corpo de prova em 45°.....	66
Figura 67 - Corpo de prova preparado para iniciar o teste.....	66
Figura 68 - Vista oblíqua do corpo de prova.....	66
Figura 69 - Dente posicionado em 135°	67
Figura 70 - Início do deslocamento do dente	67
Figura 71 - Deslocamento do dente acompanhando o deslocamento do aparelho..	68
Figura 72 - Deslocamento final do aparelho e do dente.....	68

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 - Distribuição dos corpos de prova	48
Tabela 2 - Grupo controle com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Biotone e base de RAAT (CB), lados direito e esquerdo, em ordem crescente, em Kgf.	70
Tabela 3 - Grupo controle com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Ivoclar e base de RAAT (grupo CI), lados direito e esquerdo, em Kgf.	71
Tabela 4 - Grupo BP12 composto de dentes Biotone e base de poliamida com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf.	72
Tabela 5 - Grupo IP12 composto de dentes Ivoclar e base de poliamida com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf.	73
Tabela 6 - Grupo BP23 composto de dentes Biotone e base de poliamida com recobrimento cervical de 2 mm vestibular e 3 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf.	74
Tabela 7 - Grupo IP23 composto de dentes Ivoclar e base de poliamida com recobrimento cervical de 2 mm vestibular e 3 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf.	75
Tabela 8 - Estatística descritiva do grupo CB.....	75
Tabela 9 - Estatística descritiva do grupo CI.....	76
Tabela 10 - Estatística descritiva do grupo BP12.....	76
Tabela 11 - Estatística descritiva do grupo IP12.....	77
Tabela 12 - Estatística descritiva do grupo BP23.....	77
Tabela 13 - Estatística descritiva do grupo IP23.....	78
Tabela 14 - Comparações múltiplas de Dunn entre os grupos experimentais	79
Quadro 1 - Síntese dos resultados estatísticos	80

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

®	- marca registrada
ADA	- American Dental Association
BP12	- grupo formado pelo conjunto de dentes Biotone® e poliamida, com recobrimento cervical de 1 mm na vestibular e 2 mm na palatina
BP23	- grupo formado pelo conjunto de dentes Biotone® e poliamida, com recobrimento cervical de 2 mm na vestibular e 3 mm na palatina
CB	- grupo controle formado por dentes Biotone®
CI	- grupo controle formado por dentes Ivoclar®
cm	- centímetros
D	-lado direito
E	- lado esquerdo
IP12	- grupo formado pelo conjunto de dentes Ivoclar® e poliamida, com recobrimento cervical de 1 mm na vestibular e 2 mm na palatina
IP23	- grupo formado pelo conjunto de dentes Ivoclar® e poliamida, com recobrimento cervical de 2 mm na vestibular e 3 mm na palatina
IPN	- Cadeia interpolimérica
Kg	- Quilograma
Kgf	- Quilograma força
KN	- QuiloNewtons
Min	- minutos

mm	- milímetros	
MMA	- metilmetacrilato	
MPa	- Megapascal	
N	- Newton (Unidade de medida)	
°C	- graus Celsius	
P MMA	- polimetilmetacrilato	
RAAQ	- Resina Acrílica Ativada Quimicamente	
RAAT	- Resina Acrílica Ativada Termicamente	
RAATM	- Resina Acrílica Ativada Termicamente por energia de	Microondas
VLC	- Fotoativada	
W	- Watt(s)	

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 Adesão de dentes artificiais à base de Resinas acrílicas.....	19
2.2 Propriedades mecânicas de bases de polímeros reforçadas	40
2.3 Propriedades mecânicas do polímero de nylon	43
3 PROPOSIÇÃO	45
4 MATERIAL E MÉTODO.....	46
4.1 Materiais.....	46
4.2 Métodos.....	48
4.2.1 Preparo das matrizes de resina para padronização dos corpos de prova de RAAT	48
4.2.2 Preparo dos dentes utilizados com RAAT	52
4.2.3 Preparo dos corpos de prova.....	55
4.2.5 Preparo das matrizes de silicone para duplicação dos corpos de prova de poliamida.....	58
4.2.6 Inclusão para a injeção da poliamida	59
4.3 Armazenamento dos corpos de prova	65
4.4 Teste	65
4.5 Critério de exclusão	69
5 RESULTADOS.....	70
5.2 Análise estatística	75
5.3 Análise estatística dos resultados.....	78
5.4 Síntese dos resultados	80
6 DISCUSSÃO	82
7 CONCLUSÃO	88
REFERÊNCIAS.....	89
ANEXO A - Figuras	92
ANEXO B - Dispensa de Submissão ao Comitê	97

1 INTRODUÇÃO

As próteses totais removíveis são geralmente confeccionadas com resinas acrílicas. Elas fazem parte de um grupo de resinas sintéticas freqüentemente chamadas de plásticas. São compostas por várias moléculas grandes, com capacidade de tomar formas complexas, freqüentemente pela aplicação de calor e pressão. Quando estes polímeros tornam-se resistentes após a aplicação de calor, são chamados termopolimerizáveis. Se recuperarem a plasticidade, quando reaquecidos acima de sua temperatura de transição vítrea, são chamados termoplásticos.

Entre as resinas termopolimerizáveis, as acrílicas têm sido confeccionadas empregando-se o polimetilmetacrilato (P MMA) formado pela junção de moléculas múltiplas de metilmetacrilato (MMA). Estes materiais se solidificam quando são polimerizados, o que consiste na transformação do monômero em polímero. A polimerização do material utiliza energia térmica que pode consistir de um banho térmico que siga um ciclo pré-estabelecido (ciclo de cura), são as resinas acrílicas ativadas termicamente (RAAT). Outra opção é a energia de microondas, que emprega uma resina formulada especialmente e uma mufla não metálica, são as resinas acrílicas ativadas termicamente por microondas (RAATM). A ativação química também pode induzir a polimerização de resinas acrílicas, que ocorre à temperatura ambiente, sendo denominadas resinas acrílicas ativadas quimicamente (RAAQ). A resina fotoativada para base de prótese tem sido descrita como um compósito tendo a matriz de uretanodimetacrilato, sílica microfina e uma resina acrílica monomérica de alto peso molecular e resina acrílica incluída como carga

orgânica. É fornecida em forma de folha (embalada à prova de luz) e ativada por luz visível (Phillips, 1992).

Entre os materiais potencialmente alternativos ao polimetilmetacrilato, ou às resinas acrílicas, está uma resina termoplástica, o nylon. Nylon é um nome genérico para certos tipos de polímeros que pertencem a uma classe conhecida como poliamidas, que são baseadas principalmente em correntes alifáticas. Estas poliamidas são produzidas pela reação de condensação entre uma diamina e um ácido dibásico. Os grupos de amida são extremamente polares e ligados uns aos outros por hidrogênio. O arcabouço do nylon é regular e simétrico, e por esta razão forma fibras muito resistentes (Yunus et al., 2005; Dogan et al., 2008). Recentemente, de acordo com Yunus et al. (2005), nenhuma pesquisa foi feita para avaliar o desenvolvimento destes sistemas. Este autor avaliou o polímero dental termoplástico Lucitone FRS (Dentsply, EUA) que, de acordo com o fabricante, é indicado para a confecção de próteses totais e parciais provisórias, dispositivos interoclusais e protetores bucais.

O material Grilamid TR (Ems-Grivory, Suíça) é uma resina termoplástica amorfa que, de acordo com o fabricante, combina as excelentes propriedades da poliamida semi-cristalina 12 com aquelas de um termoplástico amorfo. Em especial, o Grilamid TR 90 LX (Ems-Grivory, Suíça) oferece excelente resistência ao dobramento e à fratura em álcool, acetona, solventes aromáticos e halogenados. Tem um módulo de tração de 1500MPa, resistência à tração de 60MPa, absorção de água de 3% e de umidade de 1,5%. Foi desenvolvido para ser utilizado em armações de óculos, escovas dentais e cabos contendo fibras óticas. No Brasil, o material também é usado na confecção de próteses removíveis totais e parciais provisórias sob o nome de Transflex® (Transflex, Brasil). As cápsulas são

apresentadas em embalagens com partículas de sílica e a vácuo, condições que mantém o material livre de umidade.

O objetivo deste trabalho foi testar a adesão de duas marcas comerciais de dentes artificiais: Biotone® (Dentsply, Brasil) e SR Vivodent® (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) à uma base de resina poliamida (Grilamid TR 90 LX, Ems-Grivory, Suíça), utilizando duas alturas de recobrimento cervical, para comparar a adesão dos dentes artificiais à base experimental e à base de RAATM.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Adesão de dentes artificiais à base de Resinas acrílicas

Morrow et al. (1978) investigaram duas RAAT, uma de alto impacto (Lucitone 199, Caulk Co, EUA) e outra convencional (Lucitone). As propostas foram comparar a força de adesão e tração das duas resinas, o efeito da contaminação com isolante na força de adesão entre o dente e a resina de base da prótese e determinar possíveis efeitos da aplicação de uma solução monômero/polímero nos colos de dentes artificiais íntegros. Os corpos de prova foram preparados de acordo com a especificação nº15 da ADA (4,5 a 6 mm) e um dente artificial foi colocado em sua extremidade. A aplicação da solução monômero/polímero nos colos dentais íntegros resultou em uma força de adesão menor (290 Kg/cm^2) do que a do grupo controle (439 Kg/cm^2) e menor do que a especificação da ADA. A contaminação da superfície colo/rebordo com isolante resultou em uma redução severa na força de adesão (194 kg/cm^2). A força de tração da resina de alto impacto foi significativamente mais alta (588 kg/cm^2) e mais consistente do que a da resina convencional (415 kg/cm^2).

Huggett et al. (1982) investigaram a força de adesão entre uma RAAQ (De Trey Self Cure, Dentsply, Inglaterra) e RAAT (De Trey Trevalon, Dentsply, Inglaterra) e os dentes artificiais: TNR (Oral Plastics, Inglaterra), Acrylucent (Cottrell & Co., Inglaterra) e Major (Major Dental Industry, Itália), com a utilização de dois solventes: o monômero e o etil-acetato. Os corpos de prova foram construídos e testados, segundo o Padrão Britânico 3990, para a adesão de dentes artificiais aos materiais para base de próteses, utilizando tração com uma célula de 50kg de carga, com uma velocidade de 5 mm/min, em uma máquina de testes universal Instron

(Instron Ltd, EUA). Os resultados mostraram que uma adesão satisfatória pode ser obtida por técnicas de processamento a quente (Acrylucent 15,43kg; TNR 13,62kg; Major 18,75kg). Eles também investigaram o efeito do preparo do colo dental na força de adesão com a base. Um grupo ficou sem preparo. Os outros grupos tiveram seus colos modificados por: i) asperização, ii) asperização e repolimento e iii) trava mecânica dentro de cada dente. Concluíram que o preparo da superfície falhou em aumentar a força de adesão à RAAT. A asperização dos corpos de prova feitos com RAAT piorou a adesão no caso do Acrylucent (13,30kg) e do Major (16,75kg) e melhorou no caso do TNR (13,62kg), e a colocação de uma trava mecânica piorou a adesão de todos os corpos de prova (Acrylucent 13,17kg; TNR 12,40kg e Major 14,10kg).

Fletcher et al. (1985) investigaram a força de adesão de 4 tipos de resinas acrílicas (Levopress, Bayer AG, Alemanha; Palapress, Heraeus Kulzer, EUA; S.O.S, De Trey, Inglaterra; e QC 20, Degudent, Dentsply, EUA) a dentes de resina acrílica com a base asperizada. Os corpos de prova foram testados em relação à tração a 12,5 mm/s (Levopress 470kg/cm², S.O.S. 170kg/cm², Palapress 430kg/cm², QC 20 530kg/cm²) e 6,4 mm/s (Levopress 240kg/cm², QC 20 390kg/cm²), e ao cisalhamento a 12,5 mm/s (Levopress 1600kg/cm², QC 20 3200kg/cm², SOS 1300kg/cm²) e 6,4 mm/s (SOS 1050kg/cm², QC 20 1900kg/cm²). Os resultados demonstraram que houve um aumento de adesividade à tração expressiva nos corpos de prova asperizados (para 12,5 mm/s: Levopress 490kg/cm², SOS 390kg/cm², Palapress 620kg/cm², QC 20 760kg/cm² e para 6,4 mm/s : Levopress 340kg/cm², QC 20 690kg/cm²), assim como ao cisalhamento (para 12,5 mm/s: Levopress 2700kg/cm², SOS 2050kg/cm², QC 20 3500kg/cm² e para 6,4 mm/s: SOS 1500kg/cm² e QC 20 3050kg/cm²), no entanto, nem todos os materiais para base de

prótese atingiram uma adesividade comparável à especificação nº15 da ADA para testes de tração. O material SOS obteve os menores valores nos testes de tração e de cisalhamento. Investigando a influência da asperização da base do dente à força de adesão, concluíram que este tratamento produz um aumento significativo na força de adesão dente/base da prótese.

Cardash et al. (1986) investigaram a influência na força de adesão entre a RAAT (Q20, De Trey, Inglaterra) e o dente artificial (Luxor Corp., Israel), executando vários formatos de retenções mecânicas no colo dos dentes artificiais. Foram testados 60 incisivos centrais. A superfície polida dos dentes foi removida e foi executada uma fenda de 2 mm de diâmetro na superfície lingual dos mesmos, a 3 mm da face incisal no sentido apical, para impedir o deslocamento do aparelho de teste. Os dentes foram divididos em quatro grupos: a) sem preparo posterior; b) sulco de 2 mm de profundidade e altura, feito com uma broca reta, seccionando o colo do dente no sentido MD; c) sulco feito com uma broca de cone invertido; d) um sulco de meia volta com um diâmetro de 2 mm foi feito com uma broca esférica. Os dentes foram montados nos dois lados de um modelo triangular. O modelo foi testado em uma máquina de testes universal Instron (Instron Corp., EUA), sendo a força aplicada por um pino de aço inoxidável de 1 mm de diâmetro em um ângulo de 130 graus com o longo eixo do dente, em uma velocidade de 50 mm/min até a fratura. A análise dos resultados indicou que não houve diferença significativa entre os grupos. A média do grupo sem preparo foi de 46,5 Kg, enquanto as médias dos grupos testados foram 42,73 Kg para o sulco feito com broca reta, 39,46 Kg para o grupo feito com broca tronco cônica e 42,93 Kg para o sulco feito com broca esférica. A força calculada aplicada foi considerada comparável à especificação nº 15 da ADA.

Clancy & Boyer (1989) compararam a força de união entre resinas para base foto-ativadas (Triad, Dentsply EUA), ativadas termicamente e ativadas quimicamente, e os dentes artificiais Trubyte Bioform e Trubyte Bioform IPN (Dentsply, EUA). Dentes com 9 mm de largura foram cortados na forma de cilindros de 8 mm, utilizando um pantógrafo. Os colos foram planificados e os dentes foram limpos de resíduos de cera com água fervente. Duas retenções mecânicas de 1 mm de profundidade foram feitas nas superfícies oclusais. Na face oclusal foi aplicada RAAT. O conjunto foi incluído, prensado e colocado em um tanque de polimerização por 9 horas a 71C°. A RAAQ foi preparada de acordo com as instruções do fabricante. Os dentes a serem aderidos à resina Triad (Dentsply EUA), foram tratados com uma camada de agente adesivo Triad VLC (Dentsply EUA) em seus colos. Foram então ativados à luz Triad (Dentsply EUA) por 2 minutos. Depois da colocação da resina nos moldes, estes foram fotoativados por 12 minutos. A região a ser testada foi então deixada com um diâmetro de 6 mm. O teste de tração foi realizado em uma máquina de testes universal Instron (Instron Corp., EUA), com uma célula de carga de 100kg e uma velocidade de 0.05cm/min. Os resultados mostraram que os corpos de prova feitos de RAAT/dentes plásticos tiveram falha coesiva dentro da resina; os corpos de prova feitos de RAAT/dentes IPN também tiveram falha coesiva, mas dentro dos dentes ou em uma associação dente/base. Os corpos de prova feitos de RAAQ e resina fotoativada apresentaram falha coesiva. Eles concluíram que a adesão mais forte ocorreu entre a resina ativada termicamente e os dentes plásticos (78kg); e a menor com a resina Triad VLC (Dentsply EUA), com ambos os dentes (8kg).

Cardash et al. (1990) investigaram a força de união de dentes artificiais anteriores (60 incisivos centrais, 60 incisivos laterais e 60 caninos Luxor Corp., Israel) à base de RAAT e à base de RAAT de alto impacto. Foram preparados três grupos: A - sem preparo posterior; B - sulco mesiodistal com 2 mm de profundidade e 2 mm de largura foi feito no colo do dente com uma broca de fissura; C - sulco vertical com as mesmas dimensões foi feito no centro do colo dental, estendendo-se até a metade da face lingual do dente. Um total de 30 dentes, 10 de cada grupo, foi montado em seis bases triangulares. Após o processamento, uma força compressiva foi aplicada em um ângulo de 130 graus à superfície lingual do dente. Uma força significativamente maior foi necessária para fraturar o dente da resina de alto impacto (37,4kg), e a presença de sulcos verticais aumentou a força de adesão (45,1Kg).

Clancy et al. (1991) examinaram a força de adesão e os pontos de fratura de uma RAAT (Microlon L-W, Hygienic, EUA) e duas resinas fotoativadas (Triad VLC, Dentsply, EUA e Extoral VLC, Pro-Den Systems, EUA) em relação a dois tipos de dentes (Trubite bioform e Trubyte bioform IPN, Dentsply, EUA). Os corpos de prova foram guardados secos por uma semana e, antes do teste, a metade dos corpos de prova de cada grupo foi termociclado. O teste foi realizado em uma máquina de testes Instron (Instron Corp., EUA), usando força de 200kg, com uma velocidade de 0,05cm. Os corpos de prova foram então submetidos à tração até a fratura. Eles concluíram que a maior adesão foi dos dois dentes à RAAT (dentes convencionais 25,3Mp e dentes IPN 17,4Mp não termociclados e para os termociclados IPN 19,1Mp e convencionais 23,2Mp). A resina fotoativada Triad mostrou melhor adesão (10,6Mp para dentes IPN e 9,1Mp para dentes convencionais nos corpos de prova não termociclados e para os termociclados IPN

11,7Mp e convencionais 11,8Mp) do que a resina Extoral (IPN 7,4Mp e convencional 12,0Mp para os não termociclados e para os termociclados IPN 5,0Mp e convencionais 7,0Mp), com exceção dos dentes de resina acrílica convencionais do grupo não termociclado, onde a resina Extoral teve melhor desempenho do que a Triad. A termociclagem não teve efeito sobre a força de adesão das resinas Microlon e Triad, mas diminuiu a adesão da Extoral nos dois tipos de dente. A adesão foi maior com a Microlon e os grupos de Extoral não termociclados, mas não diferiu para os grupos Triad e termociclados Extoral. A natureza e localização das fraturas foram diferentes entre as três resinas testadas. Os corpos de prova de Triad aparentemente falharam primeiro adesivamente entre o dente e o líquido de adesão; os corpos de prova de Extoral falharam primeiro coesivamente na resina, mas uma pequena porção falhou adesivamente entre a resina e o dente. Entre os corpos de prova de Microlon, as falhas foram coesivas.

Kawara et al. (1991) testaram a adesividade de três resinas de base: Lucitone 199 (RAAT, Dentsply International, EUA), Perm (RAAQ, Nextbio, EUA) e Triad (fotoativada, Dentsply Int., EUA) a três tipos de dentes artificiais: resina acrílica regular (RE, monolítica, Trubyte Bioform modelo 74h, Dentsply, EUA), IPN (resina acrílica-IPN, monolítica, modelo Trubyte Bioform-IPN, Dentsply, EUA) e ML (resina acrílica-resina composta, multilítica, modelo a17 SR- vivosit, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Foram produzidas 90 combinações de resina e dentes, submetidas a um teste correspondente a uma variação da proposta alemã para a Organização de Padronização Internacional (ISO). A face cervical dos dentes foi asperizada e nenhuma retenção mecânica foi utilizada, apesar de haver esta indicação pelo fabricante dos dentes multilíticos. Os corpos de prova foram lavados com detergente em água quente e limpos no ultrassom por cinco minutos. Os dentes foram secos em

contato com o ar. Tanto os corpos de prova feitos com RAAT como aqueles feitos com RAAQ tiveram seus dentes limpos com monômero por 1 minuto. Os corpos de prova de resina composta tiveram seus dentes embebidos no agente de união (uretano dimetacrilato) e fotoativados por 2 min em uma unidade de polimerização. Os corpos de prova foram mantidos em água destilada a 37°C por sete dias. As cargas de falha foram obtidas em testes de flexão usando uma máquina universal de testes Instron (Instron Corp., EUA). Suas conclusões apontaram que os materiais tradicionais tiveram os valores mais altos de resistência (117MPa para RAAT/dentes convencionais), e a força intrínseca dos dentes afetou os resultados. A combinação de RAAT com dentes IPN, forneceu os mais altos valores, 95MPa, próximos daqueles com dentes de resina regulares.

Catterlin et al. (1993) testaram o efeito da contaminação na força de adesão entre dentes de resina acrílica (Bioblend, modelo 11H, Dentsply Int., EUA) e uma base de próteses (Lucitone 199, Dentsply Int., EUA). Foram feitos oitenta corpos de prova; 40 para o grupo controle e 40 para o grupo experimental. Os grupos foram encerados e, para o grupo experimental, um isolante de película (Modern foil, Columbus dental, EUA) foi aplicado sobre o gesso e sobre os dentes artificiais. Para o teste, cada corpo de prova foi colocado em uma máquina universal de testes Instron (Instron Corp, EUA). Uma barra de 5 mm foi colocada na superfície lingual dos dentes em um ângulo de 130° relativo ao longo eixo do dente. Os corpos de prova foram submetidos à fratura a uma velocidade de 2 mm/min com uma célula de carga de 5kg. Para o grupo controle, a força necessária para fraturar os corpos de prova foi de 460,4N, enquanto que para o grupo contaminado foi de 353 N. Os dados obtidos neste estudo sugerem que a contaminação de dentes de resina

acrílica com um separador, durante o processamento, reduz significativamente a força de adesão de dentes para próteses à sua base de prótese.

Darbar et al. (1994) examinaram o efeito de rachaduras simuladas na distribuição e magnitude do estresse na interface dente/base da prótese utilizando o método bi-dimesional de elemento finito para compreender o comportamento da falha. Foi utilizada a interface dente/base da prótese para a geração da malha. Uma vez que cada malha foi transformada em pontos de nó, a duplicação dos nós foi utilizada para gerar um corpo homogêneo. Neste trabalho, foi escolhido um elemento bidimensional isoparamétrico e uma análise estática linear elástica. Foram examinadas três malhas de mesma densidade (350 elementos e 1111 nós) com defeitos alojados em diferentes posições na interface. Concluíram que na ausência de defeitos grosseiros de processamento, o acrílico falha naturalmente por causa da propagação de defeitos inerentes a uma carga próxima de 70N. Esta carga cai para 28N quando o defeito de processamento é posicionado na face palatina da interface dente/base da prótese e 35N quando o defeito é movido 2 mm pela interface. Quando o defeito é posicionado em direção à secção média da interface, as resultantes da concentração de estresse são modestas e a carga de falha se mantém próxima daquela do material acrílico homogêneo, i.e. 70N.

Cunningham & Benington (1995) determinaram a força de adesão de dentes artificiais (Cosmopolitan, Dentsply, Inglaterra) à base de resina acrílica, realizando testes de tração em corpos de prova padronizados e de origem anônima. Os corpos de prova consistiam em dez próteses que foram produzidas em laboratórios selecionados aleatoriamente e cinco que foram produzidas por um laboratório dentário universitário. Os corpos de prova foram testados à tração em uma máquina universal de testes (Lloyd 2000S, Lloyd Instruments, Inglaterra), a uma

velocidade de 2,5 mm/min até a fratura. As forças de separação variaram de 25 a 351N (equivalente a 2 a 27,8 N/ mm²). Dentro de uma mesma prótese, as forças de união variaram de 100 a 300N e os corpos de prova com perfurações feitas dentro do dente, apresentaram as mais baixas forças de adesão.

Darbar et al. (1995) usaram a técnica de elemento finito para aprimorar a visão da distribuição do estresse na interface dente/base da prótese. Foram obtidas algumas secções sobre o plano sagital mediano, que foram fotografadas e aumentadas para facilitar a transferência das coordenadas ao programa de computador. O modelo foi dividido em malhas e uma malha de 350 elementos foi obtida. O método de elemento finito foi utilizado para examinar a distribuição do estresse nesta interface quando uma única força estática fosse aplicada durante a força de mordida incisal. Os resultados sugeriram que independente da resina acrílica utilizada, o stress máximo de tração foi encontrado no aspecto palatino da interface (74 a 90MPa). Foi sugerido que o envolvimento do dente na resina acrílica ajuda a redistribuir o estresse de maneira favorável.

Marchack et al. (1995) estudaram as possibilidades de adesividade de dentes de porcelana à base de polimetilmetacrilato. Vinte e quatro grupos de cinco incisivos centrais direitos sem pinos metálicos (Trubyte Bioform, Dentsply International Inc., EUA) foram preparados até a obtenção de faces polidas regulares. Um desenho completamente aleatório foi utilizado na obtenção dos corpos de prova. Os grupos apresentavam: abrasão a ar (nenhuma, convencional ou de alta energia), condicionamento ácido (presente ou não), cobertura com silano (Silane, Ultradent Products Inc., EUA) e agente adesivo (Tenure S, Den-Mat, EUA.). Os dentes foram então colocados em moldes de polivinilsiloxano dentro de muflas, onde a RAAT (Lucitone 199, Dentsply International Inc., EUA) foi incorporada. Os corpos de prova

foram então montados em uma máquina universal de testes (Instron, Instron Corp., EUA) e a interface dente-resina foi testada em cisalhamento a uma velocidade de 0,05 cm/min. Os grupos que apresentaram os melhores resultados foram então repetidos com uma amostra de sete corpos de prova por grupo e submetidos a um tempo de armazenamento de sete dias e termociclados 2000 ciclos de 5° a 50°C. Após os testes, microscopia eletrônica de varredura foi realizada para entender a influência dos tratamentos de superfície. Os resultados variaram de 1,9 MPa para nenhum tratamento até 23,2 MPa para abrasão com alta energia + condicionamento + silano sem agente adesivo. No entanto, apenas a utilização de condicionamento ácido e um agente adesivo (mistura de baixa viscosidade de pequenos monômeros superfície ativos dissolvidos em acetona e álcool) produziram adesividade confiável (6,3 MPa) após o envelhecimento artificial.

Vallittu (1995) comparou a força de adesão de uma RAAT (Pro Base Hot, Ivoclar, Liechtenstein) e uma RAAQ (Pro Base Cold, Ivoclar, Liechtenstein) a dentes de resina acrílica de ligação cruzada (Vitapan, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com diferentes tratamentos mecânicos no colo. As superfícies dos dentes foram: asperizadas, com sulcos de retenção, com perfurações e parte não tratadas. Após cada tratamento, a superfície do colo dos dentes foi dissolvida com metilmetacrilato por 180 seg à temperatura ambiente. Após a dissolução, os dentes foram incorporados à resina. Os corpos de prova foram desgastados até as dimensões pré-determinadas e mantidos em água à temperatura ambiente por 24h antes do teste. A força de fratura dos corpos de prova foi medida com uma máquina de testes (Schleuniger 2E, Schleuniger, Suíça) a uma velocidade de 120 mm/min. Não houve diferença significativa entre os grupos sem tratamento do colo dental (48,7N na RAAQ e 53,0 na RAAT). Os corpos de prova com perfuração alcançam valores de

108,8N na RAAQ e 95,1N(9,69Kgf) na RAAT. Tanto na RAAQ como na RAAT, a asperização apropriada do colo do dente com dois sulcos horizontais alcançou a mais alta força de adesão (131,5N na RAAQ e 134,2N na RAAT).

Thean et al. (1996) avaliaram a força de adesão entre a RAAT de alto impacto (Lucitone 199, Caulk/Dentsply, EUA) e três tipos de dentes artificiais Bioform (Dentsply-York; EUA), Dentacryl (Dentsply,EUA) e TNR (Oral Plastics, Inglaterra). Foram testados três grupos de 9 corpos de prova cada, sendo cada dente preso a uma base de resina com 6 mm de diâmetro e 6 mm de altura. A superfície a ser colada foi asperizada com uma pedra macia, fervida, lavada com detergente e limpa com monômero. O material foi polimerizado por 9 horas a 90°C. Para garantir uma face externa uniforme, os corpos de prova foram embebidos em RAAQ, dentro de um anel de polivinil clorado e guardados em água por quatro semanas. Os corpos de prova foram testados com uma máquina de testes (Instron, Instron Corp.,EUA), com uma velocidade de 0.5 mm e força de 1000N. Eles concluíram que os dentes têm uma excelente adesividade à base, mesmo sem preparo mecânico, uma vez que as falhas foram, em sua maioria, coesivas dentro do corpo do dente. Dentacryl exibiu uma maior força de adesão (15,54MPa) do que Bioform (10,45MPa) e TNR (8,44MPa).

Büyükyilmaz & Ruyter (1997) investigaram o efeito da diferença da temperatura de polimerização na força de adesão e no tipo de falha adesiva, utilizando duas RAAQ (Probase cold, Ivoclar, Liechtenstein e Palapress Vario, Heraeus Kulzer, Alemanha) e uma RAAT (Probase Hot, Ivoclar, Liechtenstein) com dentes idênticos não-pigmentados de P MMA com carga de OSi_2 (Vita Zahnfabrik, Alemanha). Foram utilizados um teste de descolamento em uma máquina de testes universal (Instron 1121, Instron, EUA) com uma célula de carga de 500N a uma

velocidade de 1 mm/min, e um teste de cisalhamento em uma máquina universal de testes (Lloyd LRX, Lloyd Instruments Ltda, Inglaterra) a uma velocidade de 1 mm por minuto. Neste teste a carga registrada (F) foi a do momento da fratura. A RAAQ apresentou as forças de adesão mais baixas. Com o aumento da temperatura, a força de adesão dos sistemas ativados quimicamente aumentou e as características de adesão mudaram de falha adesiva para coesiva, particularmente em temperaturas acima de 50°. O material Palapress Vario apresentou uma força de adesão de 12,41 a 19,32MPa e o material Probase Cold apresentou forças de adesão de 11,87 a 18,90MPa. A RAAT Probase Hot apresentou as mais altas taxas de adesão (25,30MPa) e somente falhas coesivas. Tanto o teste de descolamento como o de cisalhamento apresentaram resultados semelhantes.

Vallittu & Ruyter (1997) investigaram o aumento de volume dos dentes de polímero de resina acrílica (Vitapan, Vita Zahnfabrik, Germany) causado pelos monômeros de polímeros de base de próteses ativadas quimicamente (Palapress Vario, Heraeus Kulzer, Germany) e termicamente (SR 3/60, Ivoclar, Liechtenstein). Os resultados deste estudo demonstraram que o processamento térmico foi superior na obtenção de uma boa adesão entre dentes de polímero e polímeros de base de próteses, em razão do aumento da difusão dos monômeros para o dente.

Barpal et al. (1998) avaliaram a falha à carga de duas resinas acrílicas (Lucitone 199, Dentsply, EUA e SR-Ivocap Plus, Ivoclar, Alemanha) aderidas a 120 incisivos centrais de resina acrílica (Ivoclar, Alemanha). As modificações feitas à porção do colo dos dentes incluíram uma perfuração, remoção do glaze e/ou adição de monômero. Os dentes foram divididos em seis grupos de dez dentes para cada uma das duas resinas acrílicas. As perfurações foram realizadas com um instrumento de posicionamento padronizado, no centro do colo do dente, em uma

profundidade de 1,5 mm por uma broca cilíndrica de nº 8. Os dentes foram colocados manualmente em cada um dos blocos de cera e cada padrão foi posicionado em uma das muflas. A superfície a ser testada dos dentes foi limpa com detergente e lavada em água fervente. Meio minuto antes da inclusão, os dentes especificados tiveram uma gota de monômero aplicada ao seu colo. Os corpos de prova acabados dos dois grupos foram então testados em uma máquina universal de testes (Instron 1122, Instron Co, EUA). Uma carga foi aplicada ao ângulo incisal do dente para melhor simular as forças clínicas em um incisivo maxilar. Um ângulo transversal de 60 graus com uma velocidade de 5 mm/min foi aplicada até que ocorresse a falha, e a carga de falha foi anotada para cada dente. Para a resina Lucitone, a carga de falha foi significativamente mais alta (ótima força de adesão) quando o monômero foi utilizado, quando o glaze permaneceu intacto ou quando nenhuma perfuração foi feita (28,05 kg), sendo a média dos grupos com perfuração, quebra do glaze e aplicação do monômero de 18,95Kg. Para a resina Ivoclar, a carga de falha foi significativamente mais alta quando o monômero não foi utilizado, com uma perfuração, sem influência significativa do glaze (28,43Kg), sendo a média dos grupos com perfuração, quebra do glaze e aplicação do monômero de 11,65 Kg. Eles concluíram que a falha da adesão de dentes artificiais com ligações altamente cruzadas às resinas acrílicas SR-Ivoclar ou Lucitone 199 foi influenciada por modificações ao colo dental antes do processamento.

El-Sheikh & Powers (1998) compararam o efeito de quatro tratamentos de superfície na força de adesão entre dentes de porcelana (Bioblend-43D, Dentsply Internacional, EUA) e bases de próteses termopolimerizáveis (Lucitone 199, Dentsply Int., EUA) com e sem promotor de adesão cerâmico e agente adesivo após três condições de armazenamento. Os dentes foram desgastados até ficarem planos

e divididos em grupos: tratamentos de superfície (nenhum, condicionado, jateado e abrasionado com ar), promotor de adesão cerâmico e agente adesivo (sim ou não) e condições de armazenamento (50 horas em água, termociclados, envelhecimento acelerado). Após o polimento, 30 corpos de prova foram deixados como controle; 30 foram condicionados com ácido (hidrofluorídrico 8%, Bisco, EUA) por 3 a 4 minutos, lavados por 45s e secos com ar; 30 corpos de prova foram jateados, usando óxido de alumínio 150 μ m por 10s a 0,41MPa; e 30 corpos de prova foram abrasionados com óxido de alumínio 50 μ m. Os corpos de prova foram isolados e 60 faces expostas foram cobertas com Scotchbond Ceramic Primer (3M Dental, EUA), secos com ar, tratados com Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M Dental, EUA) e ativados por luz durante 10 segundos. Resina acrílica foi acrescentada aos moldes e polimerizada por 9h a 73°C. Depois da remoção da mufla, 40 corpos de prova foram mantidos em água, 40 foram termociclados (1000 ciclos entre 5 e 55°C) e 40 tiveram envelhecimento acelerado. Foram então submetidos à tração perpendicular à superfície em uma máquina de testes universal (Instron 8501, Instron Corp., EUA), a uma velocidade de 0,5 mm/min. Eles concluíram que, com a utilização do promotor de adesão cerâmico e do agente adesivo, aumentaram a adesão com o jateamento (33MPa) se comparado ao condicionamento (13MPa) ou polimento apenas (25MPa).

Cunnigham & Benington (1999) avaliaram o comportamento de diversos protocolos de preparo dental e métodos de processamento utilizados em laboratórios dentais, em relação à adesão entre a resina acrílica para base de prótese e os dentes artificiais. Vinte e dois grupos experimentais, cada um consistindo em 36 corpos de prova foram estudados em relação ao efeito da fase de trabalho da resina, efeito da condição da superfície do dente, efeito das variáveis de processamento, efeito cimentante do monômero e efeito dos cimentos de resina acrílica. Quatro

resinas foram testadas: Trevalon (Dentsply, Inglaterra), Trevalon HI (material de alto impacto, Dentsply, Inglaterra), RR (material acrílico de reparo auto-polimerizável, Dentsply, Inglaterra) e Redilon (Wright Health Group Limited, Inglaterra); também dois cimentos Vitacol (VITA, Alemanha) e um cimento experimental F3 composto de um solvente; um ácido leve e um agente de ligação cruzada. Um total de 22 grupos experimentais (792 dentes plásticos) foi submetido a um dos cinco experimentos. Os corpos de prova foram testados à tração em um instrumento de testes (Lloyd 2000S, Lloyd Instruments, Inglaterra), a uma velocidade de 2,5 mm/min até a fratura. Em relação ao efeito da condição da superfície dental na força de descolamento, somente a contaminação com cera apresentou força significativamente baixa (90N[9,17Kgf]) em relação aos outros tratamentos (controle 340N, contaminação com alginato 360N, superfície com sulco mésio-distal 350N e superfície asperizada 320N). Um aumento significativo na força de adesão foi observado entre o controle e os corpos de prova cimentados com monômero (420N [42,81Kgf]) e um pequeno aumento foi observado com a utilização do monômero de Trevalon HI (450N[45,87Kgf]). A força da RAAQ RR foi quase a mesma do controle (340N), e não houve diferença da aplicação do monômero RR (340N). Em outro grupo, a utilização do cimento Vitacoll aumentou a adesão com a resina Trevalon (435N) em relação ao controle (350N), mas não mostrou diferença com a resina Redilon (330N) em relação ao controle (340N); já o cimento experimental mostrou um aumento em relação à resina Trevalon (470N) e uma melhora na força de adesão entre a resina Redilon e o dente artificial (420N).

Cunningham (2000) investigou a força de adesão entre o dente artificial (T20 Cosmopolitan, Dentsply, Inglaterra) e uma RAAT (Trevalon, Dentsply, Inglaterra) e outra ativada por luz visível (Triad VLC, Dentsply Int., EUA), ambas

utilizando dois tipos de agentes adesivos: um comercial (Vitacol, Vita Zahnfabrik, Alemanha) e outro experimental (TRIAD II, Dentsply Int., EUA). Os padrões para duplicação foram feitos dentro de tubos de metal onde foi dispensada uma borracha de silicone para duplicação, para produzir moldes flexíveis. Os moldes foram então vazados com cera a partir do colo do dente, incluídos e, após a remoção completa da cera, foi aplicado ou não um adesivo de acordo com o grupo e colocada a resina. O teste consistiu em uma carga de cisalhamento aplicada com uma máquina universal de testes (S2000, Lloyd Instruments, Reino Unido) a uma velocidade de 2,5 mm/min com um instrumento de carga de raio de 2 mm, até a separação das partes. A utilização do adesivo experimental composto por um solvente, um ácido suave e um agente cross-link proporcionou um aumento considerável na força de cisalhamento (460N[46,89Kgf] para RAAT e 360N[36,69Kgf] para a resina fotoativada).

Takahashi et al. (2000) examinaram a força de união de dentes artificiais convencionais (Trubyte, Dentsply, EUA), dentes de resina de ligação cruzada (Trubyte IPN, Dentsply, EUA) e dentes de porcelana (Bioblend Porcelain Teeth, Degudent, Reino Unido) em relação a 3 tipos de resina de base: uma RAAT, uma RAAT por microondas e uma RAAQ. Uma carga compressiva foi aplicada em 45 graus em relação à face palatina do dente, com uma máquina universal de testes (TCM-200, Minebea Co., Japão). O resultado apresentado foi que a RAAT teve uma força de adesão mais alta do que a RAATM que, por sua vez, foi mais alta que a RAAQ. A força de adesão dos dentes convencionais ultrapassou a dos dentes de ligação cruzada, apesar da diferença não ser estatisticamente significativa. A força de adesão dos dentes de porcelana às resinas de base foi de 110 (11,21) a 135N (13,76Kgf), sendo que todas as falhas foram coesivas, e os pinos de retenção

permaneceram na prótese após a fratura. A conclusão geral foi que os melhores resultados foram encontrados em dentes convencionais tratados com diclorometano em uma base de RAAT (331N[33,74Kgf]).

Amin et al. (2002) avaliaram o efeito do envelhecimento em condições simuladas de boca na força de adesão entre os dentes de resina acrílica (Star Acrylite, Star Acrylite Ind., Jordânia) e um polímero para base de prótese moldado por compressão ativado termicamente (Paladon 65) e uma RAAQ (Paladur), ambas do mesmo fabricante (Heraeus Kulzer, Alemanha). A adesão foi testada à tração de acordo com a especificação nº 15 da ADA. O efeito do envelhecimento tornou-se significativo na adesão, depois de 6 meses de exposição, quando a adesão do dente artificial às resinas ativadas termicamente (de 53,6MPa para 30,2MPa) e quimicamente (35,5MPa para 16,4MPa) foi reduzida significativamente. O valor da força de adesão da RAAQ ao dente de resina acrílica depois de um ano, no ambiente testado, foi metade do valor aceitável de 31MPa sugerido pela especificação nº 15 da ADA. O valor da força de adesão da RAAT permaneceu estável após um ano de exposição ($30,2 \pm 7,1$ MPa).

Schneider et al. (2002) compararam a força adesiva à tração de dois materiais de polimetilmetacrilato para bases de próteses: uma RAAT por imersão em água (Lucitone 199, Caulk/Dentsply, EUA) e uma RAAT por microondas (Acron MC; GC Lab Technologies Inc, EUA). Quatro tipos de dentes artificiais de resina acrílica baseados em metilmetacrilato também foram avaliados: SLM (Dentsply International, EUA), IPN (Dentsply International, EUA), Vitapan (Vita Zahnfabrik, Alemanha) e SR-Orthotyp-PE (Ivoclar-Williams, EUA). Durante o teste, os corpos de prova foram colocados em um dispositivo de alinhamento personalizado e submetidos à tração até a fratura. Eles concluíram que as maiores forças de adesão foram conseguidas

com a base de RAAT (11.2 ± 3.0 a 39.1 ± 5.1 MPa) do que com a RAAT por microondas (5.3 ± 3.01 a 21.6 ± 5.2 MPa). A adesão foi significativamente maior com os dentes Orthotip (19,5Mpa RAAT e 18,4Mpa RAATM) e IPN (17,9 RAAT e 14,9 RAATM) do que com SLM (12,0 RAAT e 8,5 RAATM) e Vitapan (11,2 RAAT e 5,3 RAATM). Os dentes Orthotip falharam coesivamente nos dois grupos. De maneira geral, os grupos ativados termicamente falharam coesivamente dentro da resina acrílica ou do dente, e os grupos ativados por microondas falharam adesivamente no colo ou na superfície oclusal dos mesmos.

Zuckerman (2003) investigou uma modificação do colo dental para determinar se a união entre o dente artificial e a base da prótese era mais forte do que os materiais de que são feitos. Dois blocos de espécime (A e B), feitos com o dente Bioform (Dentsply International Inc, EUA), foram usados. Uma metade foi feita com dentes de metilmetacrilato (cor b59), enquanto o outro grupo era de dentes de polimetilmetacrilato (cor b81). Os dentes no bloco A não foram modificados e serviram como controle, enquanto o grupo testado teve seu colo preparado com uma trava de saliência, que correspondia a um sulco triangular, com base maior voltada para a face externa do dente, feito na face palatina, na altura do cíngulo. Os dentes foram então encerados e incluídos. Quando as muflas foram abertas, todos os corpos de prova foram lavados com água fervente, limpos com solvente de cera e secos. RAAQ (Z10 Acrylic, Heny Schein Inc, EUA) foi então adicionada aos dentes. Quando os corpos de prova terminados eram inseridos no aparato de testes, os dentes estavam inclinados 140° em relação à haste do instrumento para simular a direção das forças nos dentes da prótese superior durante a função. A haste foi colocada na incisal dos dentes e submetida à força em direção à cervical, até que o dente se deslocasse. O autor concluiu que a trava de saliência no cíngulo pode ser

uma forma eficiente de retenção mecânica. Neste estudo, a união entre o dente e a prótese só se rompeu quando houve falha (fratura) de um dos dois materiais (dente ou base da prótese).

Saavedra et al. (2004) investigaram a força de adesão de duas resinas acrílicas para bases de próteses disponíveis comercialmente (Clássico, Brasil e Triplex hot, Ivoclar, Liechtenstein) em relação a dois tipos de dentes de resina acrílica (Vitapan, Vita, Alemanha e Vivadent, Ivoclar, Liechtenstein), que tiveram ou não suas superfícies tratadas com um jato de óxido de alumínio com partículas de 110µm. Foram feitos 8 grupos experimentais de 5 amostras cada e avaliados em um teste de tração não axial, usando uma máquina de testes universal (EMIC DL-2000, EMIC, Brasil), com carga de 50kgf em uma velocidade de 0.5 mm/min até a falha. Entre as conclusões destacam-se: que o dente Vivadent que recebeu tratamento mostrou maior força de adesão quando a resina Triplex Hot (14,99Kgf) foi usada e o tratamento da superfície não modificou os valores de força de adesão (sem tratamento 15,94Kgf). Os dentes Vitapan apresentaram 14,21Kgf quando tratados e associados à resina Clássico e 14,63Kgf quando não tratados; 15,69Kgf quando tratados e associados à resina Triplex e 15,93Kgf quando não tratados.

Bragaglia (2005) avaliou a retenção de incisivos centrais artificiais (Vivodent PE, A14, cor 1C, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) à base de RAATM (Vipi Wave, Dental Vipi LTDA, Brasil), submetidos a diversos tratamentos de superfície (sem tratamento [CT], uma aplicação de monômero de Metilmetacrilato [MN], jateamento da superfície da base do dente com partículas de óxido de alumínio de 50 µm [OA], remoção do brilho superficial com broca esférica nº 8 [BR], remoção do brilho superficial com pedra abrasiva de óxido de alumínio [PE], confecção de cavidade de 2 mm de profundidade por 2,3 mm de diâmetro, em baixa rotação, com

broca esférica nº 8 [CV]). Para medir a resistência de união entre os dentes artificiais e as bases de prótese, os corpos-de-prova foram posicionados em um suporte metálico com 45 graus de inclinação, fixado em uma máquina de testes universal Instron 4444 (Instron Corp., USA), sendo submetidos a uma carga compressiva no bordo incisal através de um pino cilíndrico aplicado em ângulo de 45 graus, com uma velocidade de 0,5 mm/minuto, até a fratura. As médias de resistência (kgf) dos grupos foram: CT: 18,19(7,14), MN: 18,34(5,28), OA: 23,82(5,40), BR: 23,30(4,79), PE: 25,39(7,80) e CV: 17,48(7,17). Houve diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos PE (melhores resultados) e CV (piores resultados: $p=0,03$).

Saavedra et al. (2007) avaliaram a durabilidade da adesão entre dentes de resina acrílica e uma resina para base de prótese (Lucitone 550, Dentsply DeTrey, Alemanha). As bases de 24 dentes foram planejadas e submetidas a 4 tipos de superfície de tratamento: SM1 - sem tratamento; SM2 - aplicação de um agente adesivo à base de metilmetacrilato (Vitacol, Vita, Alemanha); SM3 - abrasão a ar com óxido de sílica de 30 micra mais silano (ESPE-Sil, 3M ESPE, EUA); SM4 - abrasão a ar com óxido de sílica de 30 micra mais silano e aplicação de um agente adesivo a base de metilmetacrilato (Vitacol). Os dentes foram então acrescidos de uma RAAT e transformados em corpos de prova de barra. As pontas de cada corpo de prova foram fixadas com adesivo de cianocrilato (Super Bonder Gel Loctite, Henkel, Alemanha) a um instrumento adaptado para realizar o teste. Os corpos de prova foram testados em microtração para avaliação da força adesiva em uma máquina universal de testes EMIC DL-1000 (EMIC, Brasil)(1 mm/min⁻¹) secos e após a termociclagem. A força de adesão (MPa) foi considerada L/A , onde L = força (N) para a ruptura dos corpos de prova e A = área interfacial (mm²) medida com um paquímetro digital antes do teste. Os resultados analisados estatisticamente

mostraram que a adesão foi significativamente afetada pelo tratamento [SM4(38,2MPa)=SM2(38,0MPa)>SM3(37,3MPa)>SM1(26,4MPa)] e pelo regime de estocagem [SM4 seco (38,2MPa) > termociclado (28,3MPa)]. O adesivo baseado em metilmetacrilato mostrou os mais altos resultados de força de adesão.

Barbosa et al. (2008) investigaram o efeito da termociclagem e dos métodos de polimerização (microondas 500W por 3min [ciclo A], microondas 90W por 13min + 500W por 90s [ciclo B], microondas 320W por 3min + 0W por 4min + 720W por 3min [ciclo C], imersão 74°C por 9h [ciclo T] e polimerização a frio a 23°C [ciclo Q]) na força de adesão de dentes artificiais (Biotone, Dentsply, Brasil) a três tipos de resina acrílica para base de próteses: uma RAAT (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltd, Brasil), uma RAATM (Onda-Cryl, Artigos Odontológicos Clássico Ltd, Brasil) e uma RAAQ (Jet, Artigos Odontológicos Clássico Ltd, Brasil). Vinte corpos-de-prova foram feitos para cada método de polimerização. O colo dos dentes foi desgastado em uma máquina polidora (Arotec Ind. e Com. Ltd., Brasil) até ficar plano. As resinas foram então aplicadas. Os corpos-de-prova depois de prontos foram armazenados a 37°C por 50±2h em água destilada. Metade foi termociclada (entre 4 e 60°C com 30s de imersão por 5000 ciclos) e metade não. O teste de cisalhamento foi realizado com uma máquina universal de testes EMIC-DL 3000 (EMIC, Brasil), com um dispositivo que permitia a aplicação da força a $0,5 \pm 0,02$ mm da interface dente resina, com uma velocidade de 1 mm/min. Eles concluíram que a termociclagem teve efeito insignificante na redução de adesão dos métodos de polimerização, com exceção do ciclo Q (de 4,22 para 1,66MPa); os métodos de polimerização afetaram a força de adesão (A=4,57MPa, B=9,1MPa, C=10,18MPa, T=9,74MPa, Q=4,22MPa) e os valores mais altos foram encontrados nos ciclos B, C e T.

Chung et al. (2008) avaliaram a força de adesão entre 3 tipos de dentes artificiais: Trubyte Biotone (Dentsply Industria Ltd., Brasil); Trubyte New Hue (Dentsply Canada Ltd., Canada) e Trubyte Bioblend IPN (Dentsply International Inc., EUA), em um total de 39 jogos de 6 dentes anteriores de cada marca, a dois tipos de RAAT (QC 20 , Dentsply Limited, Inglaterra), uma ativada por calor e outra ativada por microondas. Os dentes tiveram a área a ser modificada delimitada com silicone. Um grupo de 13 dentes ficou sem tratamento, e dois grupos foram asperizados com uma broca. Um destes grupos foi então jateado com óxido de alumínio, com esferas de 250 μm . Todas as superfícies foram molhadas com monômero por 10 segundos antes da colocação da resina. Os corpos de prova foram preparados e testados de acordo com os métodos descritos na especificação nº 15 da ADA. Os conjuntos foram testados em uma máquina de testes universal Instron 5211 (Instron Corporation, EUA), com uma velocidade de 5 mm/min. Os melhores resultados foram obtidos pelos dentes com a superfície jateada (Bioblend IPN com a RAAT = 51,6MPa). A força de adesão das superfícies jateadas e asperizadas foi significativamente mais alta do que a das superfícies asperizadas (40,8MPa) e controle (39,4MPa). Também concluíram que o dente que apresentou a maior força de adesão foi Bioblend IPN. Os dentes processados com RAAT por calor apresentaram as maiores forças de adesão (40,8MPa para o grupo controle e 42,8MPa para o grupo asperizado), enquanto o grupo de RAAT por microondas apresentou 47,0MPa para os dentes Bioblend IPN jateados e asperizados.

2.2 Propriedades mecânicas de bases de polímeros reforçadas

John et al. (2001) realizaram este estudo *in vitro* para comparar a resistência flexural de RAAT convencional e reforçada com vidro, aramida e fibras de

nylon. A resistência flexural foi testada com uma máquina universal de testes (WPM Leipzig, Alemanha). De um total de 40 moldes de gesso, o grupo controle (grupo A) foi feito de Trevalon (Dentsply International, EUA) e os três grupos experimentais foram feitos de RAAT reforçadas com vidro (Ahlstrom Corp, Finlândia) grupo B, aramida (Kevlar, EUA) grupo C ou nylon (MRF Ltd, Índia) grupo D. As fibras tinham uma espessura de 10 a 15 μ m e foram cortadas com 5 mm de comprimento. Os testes de flexão a três pontos foram realizados em uma máquina universal de testes (WPM Leipzig, Alemanha), com uma velocidade de 2 mm/min até a fratura. O grupo B (reforço com vidro) apresentou a maior resistência flexural (979,2 MPa) e a força para fraturar os corpos de prova variou de 18,5 a 23,5kg, seguida pelos grupos C (aramida), D (nylon) e A (controle). Não houve diferença significativa entre o grupo de nylon (733,4 MPa e 15 a 19kg) e o controle (696 MPa e 14 a 18,5kg).

Narva et al. (2005) estudaram o módulo e a resistência flexural estática de um polímero para base de prótese, reforçado com fibras não impregnadas de polietileno, fibras de vidro fotoativadas impregnadas com monômero, fibras de vidro pré-impregnadas de polímero poroso e fibras de vidro fotoativadas impregnadas com monômero-polímero. Os corpos de prova (3x5x50 mm) foram fabricados de RAAQ incolor para base de prótese (Palapress, Heraeus Kulzer GmbH & Co., Alemanha) e reforçados com quatro tipos de fibras. Foram então mantidos secos e testados quanto à resistência flexural estática e módulo flexural a uma velocidade de 5 mm/min (Modelo LRX, Lloyds Instruments Ltd, Reino Unido). Depois do teste flexural de três pontos, foram examinados visualmente para diferenciar a origem da fratura e o modo de falha. O grupo A foi mantido sem fibras (controle) e apresentou um resultado de 128 \pm 3MPa de resistência flexural e um módulo flexural 3,2 \pm 0,1GPa com fratura em duas partes. O grupo B, Ribbond (fibras de polietileno de alto peso

molecular não impregnadas), $151 \pm 16 \text{MPa}$ e $3,5 \pm 0,3 \text{GPa}$, apresentou um padrão de fratura onde ultrapassou as fibras, mas não resultou em separação das partes. No grupo D, Stick (fibras de vidro pré-impregnadas), $232 \pm 26 \text{MPa}$ e $4,8 \pm 0,7 \text{GPa}$, o padrão de fratura carregou as fibras, mas só as ultrapassou em um corpo de prova. Quando avaliados em compressão, os corpos de prova do grupo D ($197 \pm 23 \text{MPa}$ e $5,0 \pm 0,4 \text{GPa}$), permaneceram intactos. Os resultados sugerem que os reforços impregnados e pré-impregnados de fibras reforcem mais os polímeros de bases de próteses do que fibras não impregnadas, assim como a colocação das fibras no lado de tensão resultaram em uma melhora considerável na resistência e no módulo flexural.

Dogan et al. (2008) conduziram um estudo que determinou a modificação das propriedades flexurais de um material de resina para base de prótese após a incorporação de cinco tipos de fibras fornecidos em forma de fio: vidro (E-glass, Turquia), rayon, poliéster, nylon6 e nylon 6,6 (Kordsa, Kocaeli, Turquia). As fibras foram cortadas com 2, 4 e 6 mm de comprimento e incorporadas ao pó da resina (3% em relação ao peso). Foram preparados cinco corpos de prova de cada comprimento de fibra e do grupo controle. Cada grupo foi submetido ao teste flexural de três pontos, utilizando uma velocidade de 50mm^{-1} em uma máquina de testes universal (Lloyd NK5, Lloyd instrumentos Ltd., Reino Unido). Foram registrados: a carga máxima à quebra, deflexão em carga máxima, força flexural e módulo de Young. Os melhores resultados foram encontrados nas fibras de nylon 6,6 com 6 mm. A carga máxima à quebra foi de $122,1 \pm 11,4 \text{N}$ ($12,44 \text{Kgf}$) para o nylon 6,6/6 mm, enquanto o grupo controle foi $117,1 \pm 11,0 \text{N}$ ($11,93 \text{Kgf}$). O módulo de Young foi $2365,4 \pm 310,8 \text{MPa}$ para o nylon 6,6/6 mm, enquanto o grupo controle apresentou $1761,5 \pm 351,7 \text{MPa}$. Ambos foram considerados estatisticamente diferentes dos

outros grupos. Estes corpos de prova também apresentaram a menor deflexão à carga máxima ($5,4 \pm 0,3$ mm, controle = $7,1 \pm 1,1$ mm), no entanto a diferença não foi significativa.

2.3 Propriedades mecânicas do polímero de nylon

Stafford et al. (1986) compararam as propriedades de um material para base de prótese de nylon 12 (Flexiplast, Polyapress, Alemanha), um material de nylon 12 com 50% de esferas de vidro (Grilamid LKN-5H, Grilon Ltd, Reino Unido) e três materiais convencionais de base de prótese (Trevalon, Dentsply Ltd, Reino Unido; Trevalon HI, Dentsply Ltd, Reino Unido; De Treys SOS, Dentsply Ltd, Reino Unido). Vários testes foram selecionados para se entender o comportamento mecânico de polímeros para base de prótese: resistência flexural, resistência ao impacto, dureza superficial e pico de compressão, absorção de água e estabilidade dimensional. O teste flexural mostrou que Flexiplast é um polímero muito flexível, com um módulo de elasticidade de 617MPa, onde é muito difícil medir a deflexão, uma vez que o material se deforma mas não se quebra. O material Grilamid é mais rígido, com um módulo de elasticidade de 1543MPa e os outros polímeros muito parecidos (Trevalon, 2376MPa; Trevalon Hi, 2345; De Trey SOS, 2398). O teste de impacto mostrou propriedades muito superiores dos nylons (Flexiplast = 1267 e Grilamid= 1130) quando comparados com as resinas convencionais (Trevalon = 350, Trevalon HI = 811 e De Trey SOS = 485). O teste de resistência à fratura mostrou que os materiais tinham um padrão de comportamento diferente. Flexiplast e Grilamid são tão dúcteis, que não são passíveis de quebra. Flexiplast se rasga ($5,43\text{MN/m}^{3/2}$) e Grilamid também se quebra por rasgamento ($4,61\text{MN/m}^{3/2}$),

enquanto os materiais Trevalon ($1,28\text{MN/m}^{3/2}$) e Trevalon Hi ($2,90\text{M N/m}^{3/2}$) apresentaram uma resistência à fratura menor.

Yunus et al. (2005) avaliaram as propriedades flexurais de um material para base de prótese à base de nylon (Lucitone FRS, Dentsply/ Trubyte, EUA) e 3 polímeros de polimetilmetacrilato: um convencional ativado termicamente por calor e moldado por compressão (Meliodent, Bayer Dental, Reino Unido), um ativado termicamente por microondas e moldado por compressão (Acron MC, GC International Corp, Japão) e um ativado termicamente por microondas e moldado por injeção (Lucitone 199, Dentsply/De Trey, Alemanha). Foi conduzido um teste de resistência flexural de 3 pontos em um banho de água a 37° , em uma máquina de testes universal (Instron 4466, Instron Corp., EUA). Os resultados mostraram que tanto nos grupos controle e desinfetado, o módulo flexural do nylon foi significativamente menor ($1714,4\text{ MPa}$) do que o dos polímeros de polimetilmetacrilato ($3159,6$ a $3626,3\text{ MPa}$). O efeito após a aplicação de uma solução de desinfecção (Perform, Schülke & Mayr, Alemanha) também foi investigado. A imersão na solução desinfetante aumentou a rigidez do material de nylon ($1936,8\text{ MPa}$). Em relação à resistência flexural, os corpos de prova de nylon nos dois grupos não quebraram e defletiram. Foi considerado o valor mais alto da força, porque os corpos de prova não se quebraram durante o teste. Todos os outros corpos de prova das três resinas quebraram durante o teste. A resistência flexural do nylon ($55,3\text{ MPa}$) foi significativamente menor do que a do Meliodent ($70,5\text{ MPa}$) e Acron MC ($65,9\text{ MPa}$), mas foi comparável à de Lucitone 199 ($63,7\text{ MPa}$).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi estudar a adesão de duas marcas comerciais de dentes artificiais: Biotone® (Dentsply, Brasil) e SR Vivodent® (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) à uma base de resina acrílica (VIPIWAVE, Vipi, Brasil) e a uma poliamida (Grilamid TR 90 LX, Ems-Grivory, Suíça), utilizando duas alturas de recobrimento cervical, para comparar a adesão dos dentes artificiais à base experimental e à base de RAATM (VIPIWAVE, Vipi, Brasil) (controle).

4 MATERIAL E MÉTODO

Este estudo utilizou uma carga compressiva em ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo dos dentes, para verificar a resistência de união entre dentes Biotone® (Dentsply, Brasil) e dentes SR Vivodent® (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) em relação a bases de RAATM e de poliamida, simulando bases de prótese.

4.1 Materiais

Os materiais, instrumentais e aparelhos utilizados neste estudo estão descritos em seguida:

- a) cera rosa tipo 7, Wilson, Brasil;
- b) espátula de cera 7, Golgran, Brasil;
- c) espátula de Hollembach n35, Duflex, Brasil;
- d) tubo de PVC, Tigre, Brasil;
- e) paquímetro digital 727 Starrett Indústria e Comércio LTDA, Brasil;
- f) mufla para microondas VIPI-STG, Brasil;
- g) mufla para injeção de poliamida, Transflex, Brasil;
- h) silicone para laboratório de alta precisão polimerizado por condensação, Zetalabor, Zhermack, Itália;
- i) removedor de cera, Remox, Vipi, Brasil;
- j) detergente de louça Limpol, Bombril, Brasil;
- k) broca esférica nº 6 FAVA, Fava, Brasil;

- l) peça de mão reta e micromotor, KAVO, Alemanha;
- m) delineador B2 com suporte de caneta, Bioart Eq. Odont. Ltda, Brasil;
- n) pedra abrasiva de óxido de alumínio, Schelble, Brasil;
- o) gesso pedra amarelo Herodent, Vigodent, Brasil;
- p) gesso Elite Rock, Zhermack, Itália;
- q) incisivos Laterais Superiores de resina acrílica SR Vivodent, modelo A14, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein;
- r) incisivos Laterais Superiores de resina acrílica Dentron Biotone, modelo 2D, Dentsply - Ind. e Comércio Ltda, Brasil;
- s) resina termopolimerizável para microondas Vipi Wave, Dental VIPI Ltda, Brasil;
- t) forno de microondas (CMS180, Consul, Brasil);
- u) Prensa hidráulica VH, Midas Dental Products LTDA, Brasil);
- v) resina poliamida, Transflex, Grilamid, Ems-Grivory, Suíça;
- w) micro injetora termoplástica, Transflex, Brasil;
- x) desmufladora, Transflex, Brasil;
- y) molde para padronização do enceramento;
- z) instrumentos para calibragem cervical;
- aa) caneta de tinta permanente preta, Faber-Castell, Brasil;
- bb) máquina de testes Inston 4444, Instron Corp., EUA;
- cc) suporte metálico com 45 graus de inclinação.

A tabela 1 ilustra a distribuição dos corpos de prova deste estudo separados em: tipo de base, tipo de dente e altura do recobrimento cervical.

Tabela 1 - Distribuição dos corpos de prova.

BASES	R MMAM		POLIAMIDA		POLIAMIDA	
DENTES	Dentes Biotone®	Dentes Ivoclar®	Dentes Biotone®	Dentes Ivoclar®	Dentes Biotone®	Dentes Ivoclar®
	1 e 2 mm	1 e 2 mm	1 e 2 mm	1 e 2 mm	2 e 3 mm	2 e 3 mm

4.2 Métodos

4.2.1 Preparo das matrizes de resina para padronização dos corpos de prova de RAAT

Foram utilizados um incisivo lateral superior direito e um incisivo lateral superior esquerdo de cada grupo (Biotone, Vivodent) para confecção de duas matrizes de acrílico, que serviram para a padronização dos corpos de prova. Para isso, os dentes tiveram uma linha marcada com um instrumento especialmente desenvolvido para este fim, calibrado através de paquímetro digital (figuras 1 e 2), ao redor da região cervical, de forma que a linha ficasse a 1 mm da base dos dentes na face vestibular e metade da face mesial e distal (figura 3), e 2 mm da base dos dentes na face palatina e metade das faces mesial e distal (figura 4). A linha foi então realçada com uma caneta de tinta permanente.



Figura 1 - Calibragem do instrumento.



Figura 2 - Calibragem do instrumento.

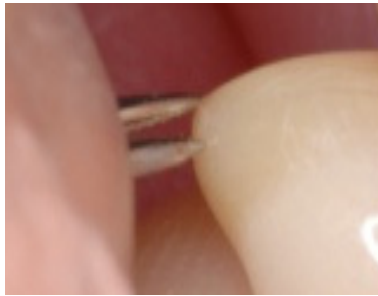


Figura 3 - Demarcação do limite cervical de 1 mm por vestibular.



Figura 4 - Demarcação do limite cervical de 2 mm por palatino.

Um dente demarcado de cada grupo foi posicionado no topo de um cone de cera 7 apoiado sobre um tubo de PVC com 1,87 cm de diâmetro e 1,7 cm de altura. O longo eixo dos dentes foi mantido perpendicular à base do tubo de PVC. Cada dente foi inserido na cera até que a mesma alcançasse a linha demarcada. O ângulo entre a cera e o longo eixo do dente foi mantido em 45 graus com auxílio de uma espátula confeccionada para essa finalidade (figuras 5, 6, 7, 8, 9, 10).

Na região cervical, foi executada ceroplastia correspondente à realizada nas bases das próteses, com uma espátula de Holleback.



Figura 5 - Espátula em 45°.

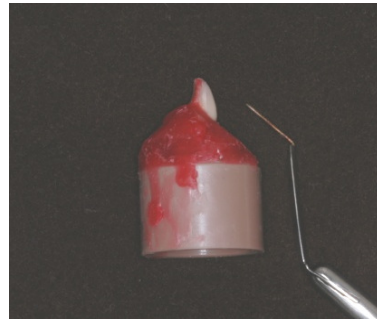


Figura 6 - Corpo de prova perpendicular.



Figura 7 - Angulação de 45° por vestibular.



Figura 8 - Angulação por palatino.



Figura 9 - Vista aproximada da delimitação cervical.



Figura 10 - Corpo de prova encerado.

Esse modelo constituído de dente e cera 7 foi incluído em mufla para inclusão de resina acrílica, utilizando-se muralha de silicone e gesso pedra (figuras 11 e 12).

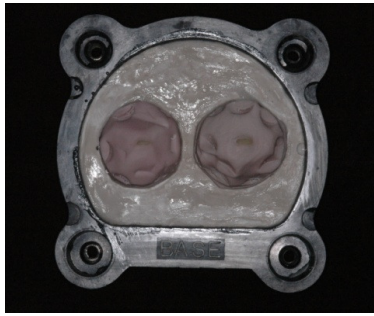


Figura 11 - Inclusão do corpo de prova em gesso.

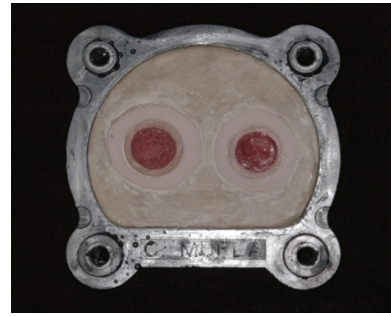


Figura 12 - Inclusão concluída.

A mufla foi levada ao microondas em potência máxima por 3 minutos para remover a cera. Qualquer remanescente de cera foi completamente removido friccionando as superfícies com um chumaço de algodão umedecido com Remox. Os frascos de Vipi Wave foram agitados e 6,5 ml de monômero proporcionado de acordo com o dosador fornecido pelo fabricante, colocados em um frasco de vidro. Ao monômero foi acrescentada a resina rosa (14g proporcionado de acordo com o dosador fornecido pelo fabricante). Após a homogeneização da mistura, o material foi colocado na mufla para esperar a fase plástica. A mufla foi fechada e colocada na prensa a 1000Kgf por 15min.

Neste momento foi feita a polimerização (de acordo com a recomendação do fabricante) em microondas, por 10min a 30% de potência, seguida de 5 min a 0% de potência e 10 minutos a 40% de potência. Após o esfriamento, as matrizes foram removidas da mufla, acabadas com pedra de óxido de alumínio e inspecionadas à procura de possíveis falhas.

4.2.2 Preparo dos dentes utilizados com RAAT

- a) asperização da base dos dentes com pedra abrasiva;
- b) dois grupos de 12 dentes, 6 incisivos laterais direitos e 6 esquerdos Biotone® e 6 incisivos laterais direitos e 6 esquerdos Vivodent® tiveram o mesmo preparo descrito anteriormente.



Figura 13 - Dente preparado.

Cada dente foi posicionado em uma base de delineador para padronização dos orifícios

A confecção de orifício no centro geométrico da base do dente (figuras 14, 15, 16, 17, 18, 19) (retenção mecânica) foi feita com uma broca esférica em baixa rotação, com aproximadamente 2 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade. Para padronizar a largura da cavidade, foi utilizada uma broca esférica de 2 mm de diâmetro. Para padronizar a direção e profundidade do orifício, prendeu-se a peça reta à haste vertical de um delineador por um suporte, que teve seu movimento vertical controlado por um limitador de profundidade, feito de silicone para laboratório de alta precisão polimerizado por condensação. Desta maneira, a profundidade máxima que a broca atingia, era a determinada pelo limitador.

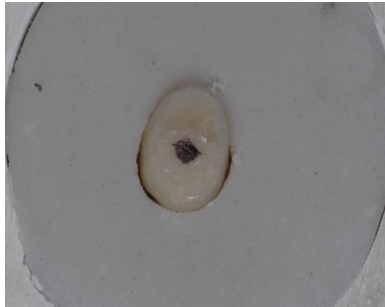


Figura 14 - Anotado o centro geométrico do dente.



Figura 15 - Conjunto de perfuração sendo centralizado.

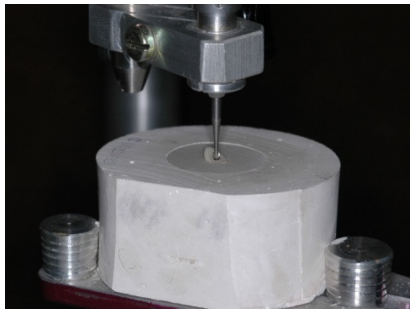


Figura 16 - Vista aproximada.



Figura 17 - Broca posicionada sobre o centro geométrico do dente.

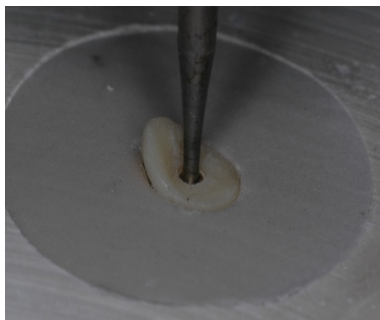


Figura 18 - Iniciando a perfuração.

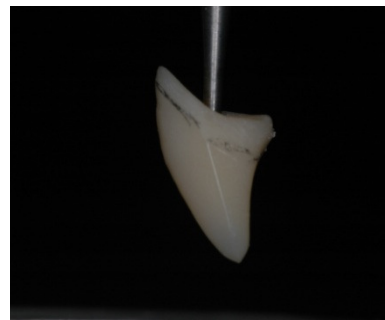


Figura 19 - Perfuração concluída, dente removido do molde.

Confecção de orifício na face palatina do dente, com aproximadamente 1 mm de diâmetro, distante da borda cerca de 1 mm, até atingir a cavidade da base do dente. A padronização da posição dos dentes foi feita com uma base de silicone e gesso sobre a base do delineador (figura 20).

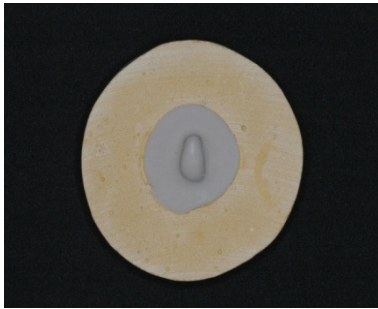


Figura 20 - Matriz para posicionamento do dente e confecção da perfuração palatina.



Figura 21 – Mesial.

Confecção de orifício na face mesial do dente, com aproximadamente 1 mm de diâmetro, distante da borda cerca de 1 mm, até atingir a cavidade da base do dente. A padronização da posição dos dentes foi feita com uma base de silicone e gesso sobre a base do delineador (figura 21).

Confecção de orifício na face distal do dente, com aproximadamente 1 mm de diâmetro, distante da borda cerca de 1 mm, até atingir a cavidade da base do dente. A padronização da posição dos dentes foi feita com uma base de silicone e gesso sobre a base do delineador.

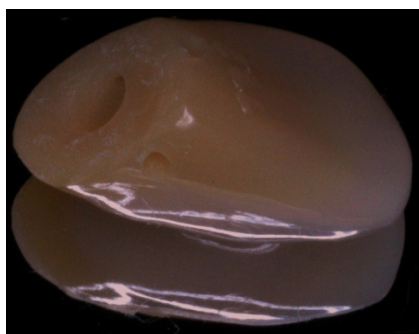


Figura 22 - Dente asperizado e com as perfurações concluídas.



Figura 23 - Conjunto de dentes asperizados e com as perfurações concluídas

4.2.3 Preparo dos corpos de prova Dentro do molde de silicone, foi posicionado um dente artificial. Neste momento cada base de dente devidamente limpa de qualquer resíduo de cera com água quente e Remox, foi pincelada com o monômero de metilmetacrilato.

Cada grupo (um Biotone® e um Vivodent®) foi formado por 12 corpos de prova. Durante a confecção, os corpos de prova foram identificados através de etiquetas coladas aos recipientes onde foram armazenados. Cada grupo teve seis incisivos laterais superiores direitos e seis esquerdos, de forma que qualquer diferença entre o formato dos corpos de prova do lado direito e do esquerdo afete igualmente todos os grupos.

As partes não dentais dos corpos de prova foram feitas de uma RAAT por energia de microondas, do tipo pó-líquido, de cor rosa médio. O pó e o líquido da resina acrílica foram proporcionados de acordo com as recomendações do fabricante (conforme descrito anteriormente), e misturados em um pote de vidro para manipulação de resinas. Após a homogeneização, o molde de silicone incluído em gesso dentro da mufla, contendo o dente, foi preenchido com acrílico e o conjunto

colocado em uma prensa hidráulica sob uma carga de 1000Kgf, conforme indicação do fabricante da resina.

A partir do momento em que a carga se manteve estável, foram colocados e rosqueados os parafusos da mufla, e contado um tempo de 30 minutos. Em seguida, a mufla foi removida da prensa hidráulica e levada ao forno de microondas para polimerização. O ciclo de polimerização foi o seguinte: em microondas por 10min a 30% de potência, seguida de 5min a 0% de potência e 10 minutos a 40% de potência. Após a polimerização, a mufla foi deixada ao ar livre, até que atingisse naturalmente a temperatura ambiente. Em seguida foi aberta, e os corpos de prova foram removidos do silicone. Então foi feita a remoção dos possíveis excessos de resina e os corpos de prova foram acondicionados à temperatura e umidade ambientes. O mesmo procedimento foi repetido para cada um dos corpos de prova.

4.2.4 Preparo dos dentes para construção dos corpos de prova de poliamida

Dois grupos de 12 dentes, seis incisivos laterais direitos e seis esquerdos Biotone® e seis incisivos laterais direitos e seis esquerdos Vivodent®, tiveram o mesmo preparo descrito para os corpos de prova de RAAT.

Um segundo grupo de 24 dentes, seis incisivos laterais direitos e seis esquerdos Biotone® e seis incisivos laterais direitos e seis esquerdos Vivodent®, tiveram uma linha marcada com um instrumento (calibrado através de paquímetro digital [figuras 24 e 25]) ao redor da região cervical, de forma que a linha ficasse a uma distância de 2 mm da base dos dentes (figura 26), na face vestibular até a metade da face mesial e metade da face distal e 3 mm da base dos dentes na face palatina, até a metade da face mesial e metade da face distal (figura 27).



Figura 24 - Calibragem do instrumento.



Figura 25 - calibragem do instrumento.

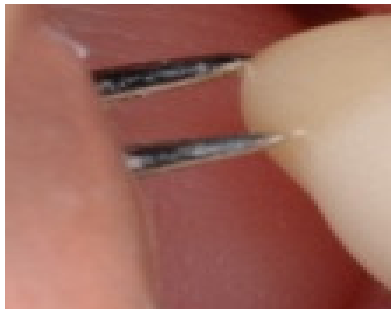


Figura 26 - Demarcação da linha de 2 mm na face vestibular.

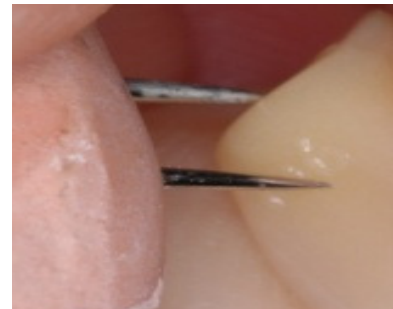


Figura 27 - Demarcação da linha de 3 mm na face palatina.

As perfurações foram feitas como descrito para os corpos de prova anteriores.



Figura 28 - Dente asperizado, com perfurações e demarcação da linha limite.



Figura 29 - Conjunto de dentes asperizados, com perfurações e demarcação da linha limite já realçada.

Um dente demarcado de cada grupo foi então posicionado no topo de um cone de cera 7, conforme descrito anteriormente para os corpos de prova de RAATM.

4.2.5 Preparo das matrizes de silicone para duplicação dos corpos de prova de poliamida

Uma vez encerado o primeiro corpo de prova de cada grupo de poliamida, o mesmo teve as suas superfícies vestibular, mesial e distal, reproduzidas em silicone para laboratório de alta precisão polimerizado por condensação, para duplicar a relação espacial entre as partes dentais e não dentais do corpo de prova e construir corpos de prova padronizados (figura 30). A partir do segundo corpo de prova, o dente era posicionado dentro da matriz junto com o tubo de PVC, e a cera era acrescentada liquefeita por aquecimento (figuras 31, 32, 33). Após o resfriamento inicial da cera, a matriz era completada e a escultura refinada com uma espátula desenvolvida especialmente para manter o ângulo entre a cera e o longo eixo do dente em 45 graus.

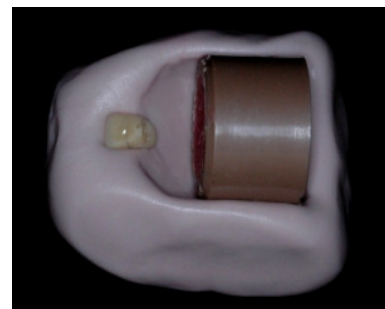


Figura 30 - Construção do molde de silicone. Figura 31 - Posicionamento de novo dente e nova base.

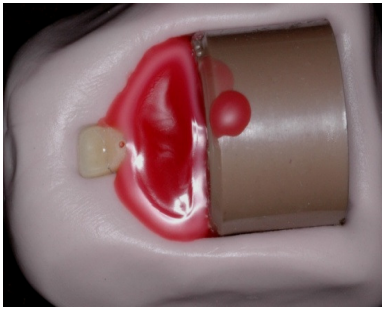


Figura 32 - Vazamento com cera.

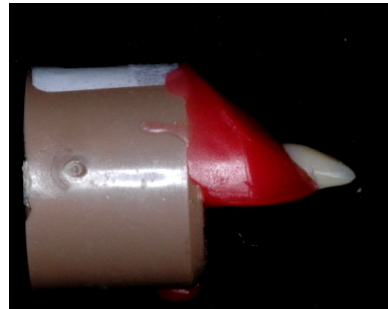


Figura 33 - Metade do novo corpo de prova.

Na região cervical foi executada uma ceroplastia correspondente à realizada nas bases das próteses, com uma espátula de Holleback.



Figura 34 - Conjunto de corpos de prova.

4.2.6 Inclusão para a injeção da poliamida

Esse conjunto constituído de dente e cera 7 foi incluído em mufla especial para injeção de poliamida (figuras 35 e 36). As muflas foram lubrificadas e a inclusão utilizou gesso pedra na mufla (figuras 37, 38, 39, 40, 41) e gesso Elite Rock, envolvendo os enceramentos (figura 48). Este procedimento é indispensável para suportar a pressão da injeção do material a uma temperatura de 270°C. A cada corpo de prova foi acrescentado um canal de alimentação de cera que permite a chegada do material à região encerada (figuras 44, 45, 46) e canais de alívio (figura

47) para evitar o refluxo do material. A mufla foi então completada com gesso (figura 50).

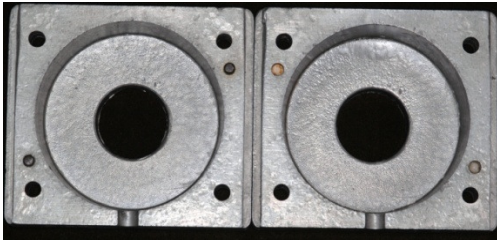


Figura 35 - Muflas para injeção de poliamida.

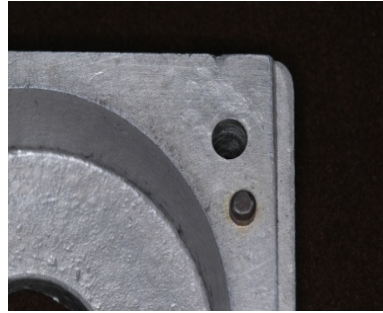


Figura 36 - Encaixes de precisão.



Figura 37 - Inclusão do corpo de prova.

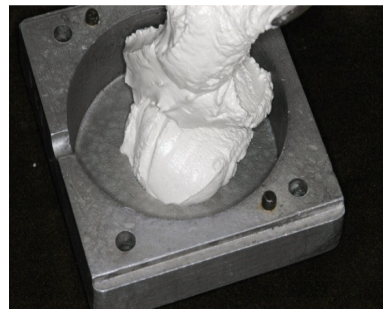


Figura 38 - Inclusão do corpo de prova.

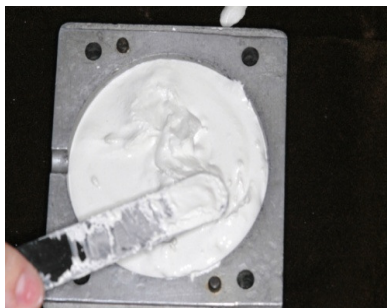


Figura 39 - Acabamento do gesso.

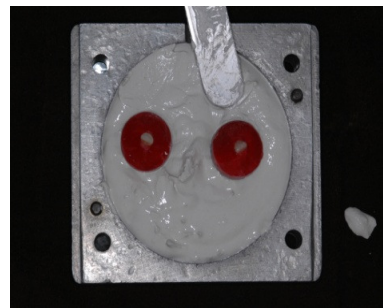


Figura 40 - Colocação dos corpos de prova.

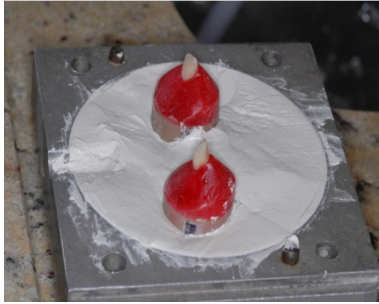


Figura 41 - Desnível para colocação do conduto de alimentação.

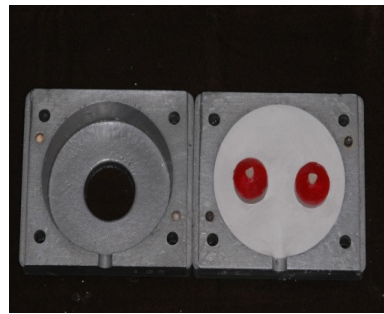


Figura 42 - Mufla e contra-mufla.

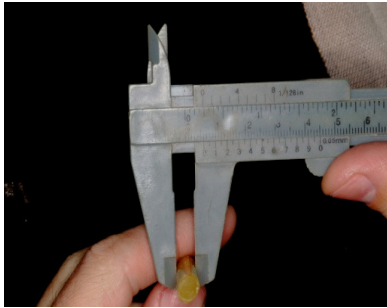


Figura 43 - Confirmação da espessura do conduto de alimentação.

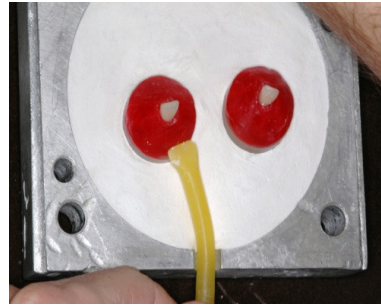


Figura 44 - Colocação do conduto.



Figura 45 - Colocação do segundo conduto.

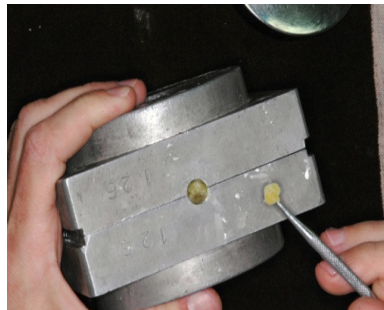


Figura 46 - Confirmação do espaço para fechamento.

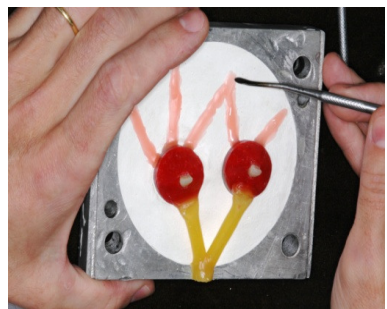


Figura 47 - Sulcos de escape de pressão.



Figura 48 - Cobertura dos corpos de prova.

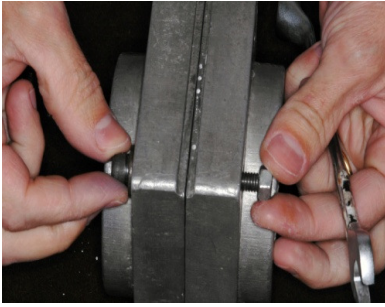


Figura 49 - Aperto dos parafusos.



Figura 50 - Término da inclusão.

Uma vez cristalizado o gesso, foi feita a remoção completa da cera, mergulhando a mufla em água fervente por 3min. A mufla foi aberta (figura 51) e os dentes foram abundantemente limpos com água quente e detergente de louça (figura 52). Após a limpeza, a mufla foi fechada (figura 53) e reaparafusada (figura 54).

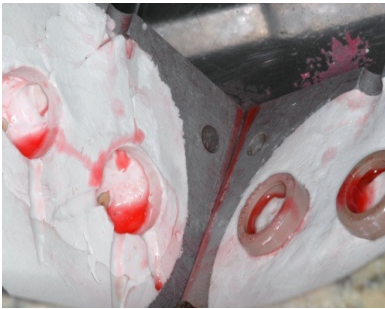


Figura 51 - Abertura da mufla para remoção da cera.

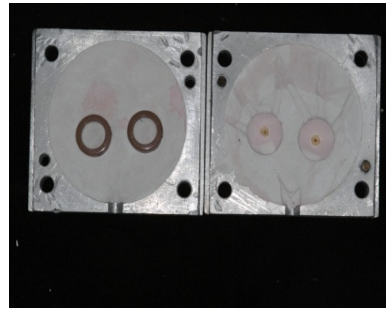


Figura 52 - O conjunto após a limpeza.

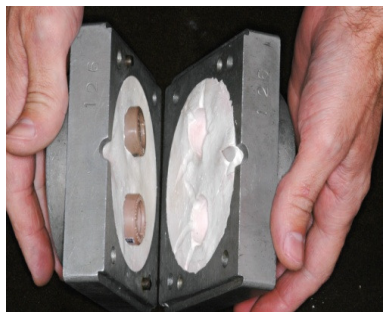


Figura 53 - Fechamento da mufla.

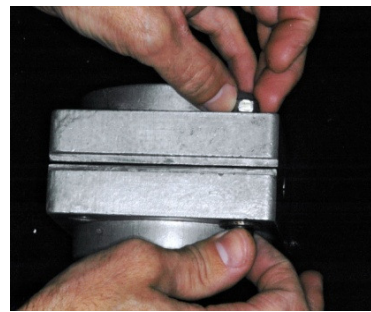


Figura 54 - Novo aperto dos parafusos.

A cápsula que contém o material foi colocada na microinjetora termoplástica (figura 56) e aquecida a 270°C até que todas as esferas estivessem liquefeitas. A mufla foi colocada na parte superior da microinjetora, travada e o material foi injetado sob pressão de 5500Kgf (figuras 57, 58, 59).

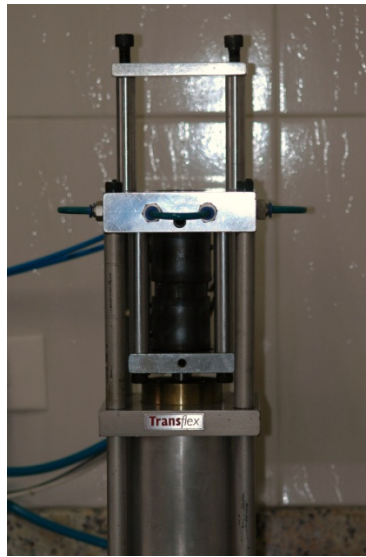


Figura 55 - Preparo da microinjetora.



Figura 56 - Colocação do cartucho de poliamida.



Figura 57 - Colocação da mufla.

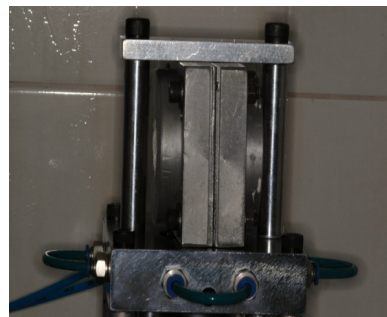


Figura 58 - Aprisionamento da mufla na microinjetora.



Figura 59 - Remoção da mufla após a injeção.



Figura 60 - Resfriamento sob água corrente.

A mufla foi esfriada sob água corrente (figura 60). A abertura da mufla foi feita em um desmuflador (figuras 61, 62, 63) e após serem removidos da mufla (figura 64), os corpos de prova foram inspecionados à procura de possíveis falhas e acabados com broca minicut em baixa rotação (figuras 65, 66, 67, 68).

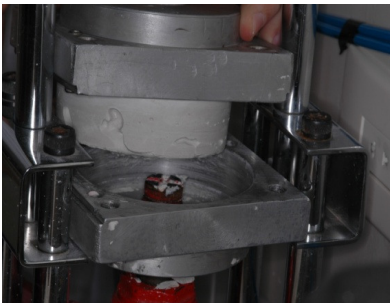


Figura 61 - Remoção da inclusão no desmuflador.

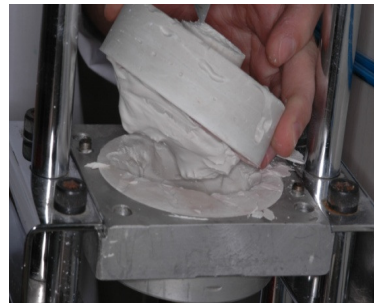


Figura 62 - Remoção da inclusão do desmuflador.

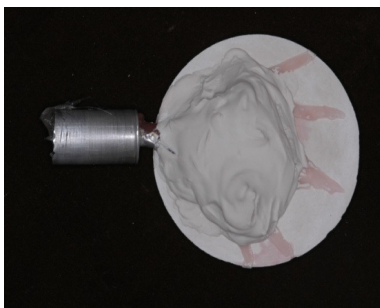


Figura 63 - Conjunto sendo desmuflado.



Figura 64 - Corpo injetado.



Figura 65 - Secção dos condutos de alimentação.

4.3 Armazenamento dos corpos de prova

Os corpos de prova foram armazenados ao ar livre por sete dias.

4.4 Teste

Para medir a resistência de união entre os dentes artificiais e as bases de prótese, os corpos-de-prova foram posicionados em um suporte metálico com 45 graus de inclinação, fixado em uma máquina universal de testes Instron 4444, (Instron Corp., EUA) (figura 69), sendo submetidos a uma carga compressiva no bordo incisal através de um pino cilíndrico aplicado em ângulo de 45 graus (figuras 70, 71), com uma velocidade de 0,5 mm/minuto, por 3 mm a partir do ponto inicial (figuras 72, 75). A carga máxima em Newtons (N) foi registrada para os 12 corpos de prova de cada grupo e convertida para quilogramas-força (Kgf).



Figura 66 - Máquina de testes universal Instron 4444, com corpo de prova em 45°.



Figura 67 - Corpo de prova preparado para iniciar o teste.

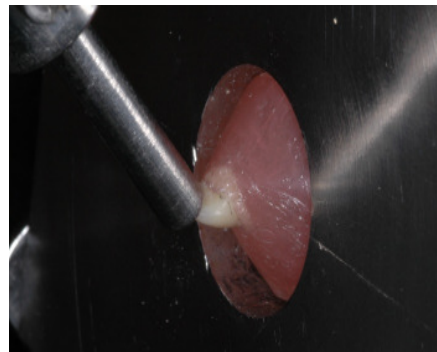


Figura 68 - Vista oblíqua do corpo de prova.

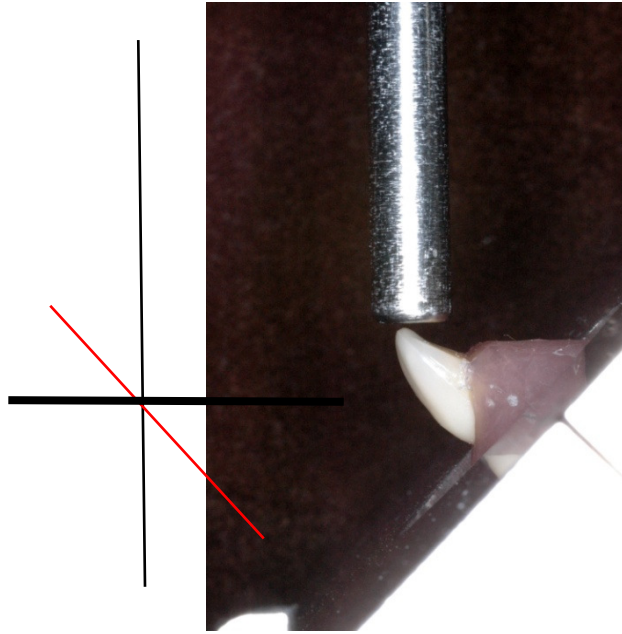


Figura 69 - Dente posicionado em 135°.



Figura 70 - Início do deslocamento do dente.

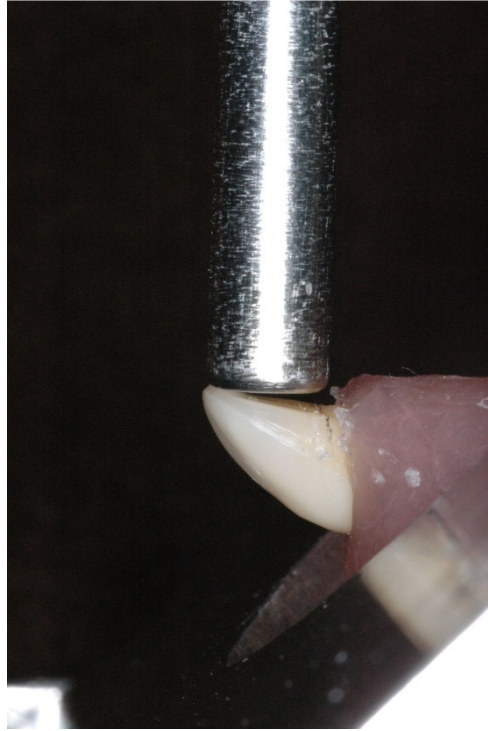


Figura 71 - Deslocamento do dente acompanhando o deslocamento do aparelho.

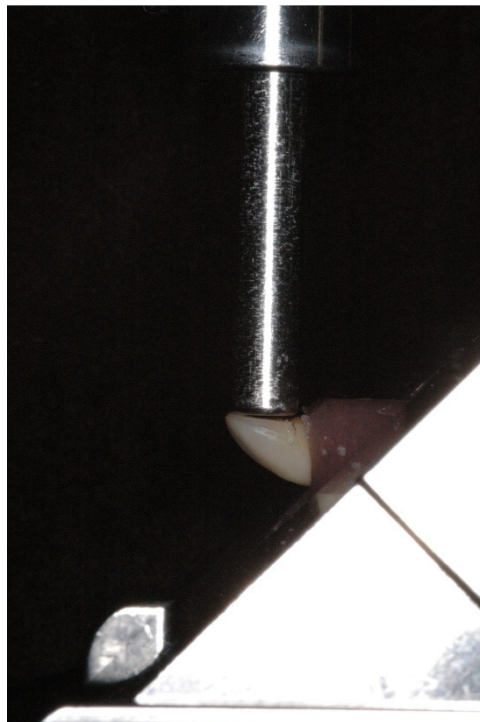


Figura 72 - Deslocamento final do aparelho e do dente.

O tipo de falha predominante foi verificado através de lupa com aumento de cinco vezes, de acordo com a seguinte classificação: a) adesiva - quando a separação aconteceu na interface; b) coesiva na base - quando uma porção de resina permaneceu aderida ao dente deslocado; c) coesiva no dente - quando um fragmento de dente permaneceu aderido à base após o deslocamento; d) coesiva no dente associada à coesiva na base; e) mista - quando ocorreu uma combinação de falhas adesiva e coesiva.

4.5 Critério de exclusão

Após a avaliação visual, os corpos de prova que ultrapassavam o limite cervical estabelecido foram desgastados para corresponderem aos padrões exigidos, enquanto que aqueles que não alcançaram o limite foram descartados.

Após o teste mecânico, os corpos de prova com resultados discrepantes, muito menores ou muito maiores do que a média dentro de cada grupo foram descartados.

5 RESULTADOS

Os grupos foram separados em relação ao tipo de material (experimental e controle) e recobrimento cervical (1 e 2 mm ou 2 e 3 mm).

A tabela 2 ilustra os valores obtidos em Kgf, em ordem crescente, para o grupo controle com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Biotone e base de RAAT (grupo CB), lados direito (D) e esquerdo (E), diante da força exercida por uma célula de 2 KN sobre os corpos de prova. O valor anotado correspondeu à força aplicada no momento imediatamente anterior à fratura dos corpos de prova.

Tabela 2 - Grupo controle com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Biotone e base de RAAT (CB), lados direito e esquerdo, em ordem crescente, em Kgf.

D	E
19,43	25,10
19,96	29,30
25,52	30,32
25,78	34,06
38,07	21,29
46,41	31,39

A tabela 3 ilustra os valores obtidos em Kgf, em ordem crescente, para o grupo controle com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Ivoclar e base de RAAT (grupo CI), lados direito (D) e esquerdo (E), diante da força exercida por uma célula de 2 kN sobre os corpos de prova. O

valor anotado correspondeu à força aplicada no momento imediatamente anterior à fratura dos corpos de prova.

Tabela 3 - Grupo controle com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Ivoclar e base de RAAT (grupo CI), lados direito e esquerdo, em Kgf.

D	E
11,56	10,87
11,40	12,85
13,32	12,46
14,01	14,99
14,24	15,00
19,67	20,34

A tabela 4 ilustra os valores obtidos em Kgf, em ordem crescente, para o grupo experimental com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Biotone e base de poliamida (grupo BP12), lados direito (D) e esquerdo(E), diante da força exercida por uma célula de 2 KN sobre os corpos de prova. Apesar do deslocamento de 3 mm do aparelho, apenas um corpo de prova apresentou separação completa entre o dente e a base, com falha coesiva na base. O valor anotado correspondeu à maior força aplicada durante o deslocamento do aparelho, uma vez que não houve separação das partes na maioria dos corpos de prova.

Tabela 4 - Grupo BP12 composto de dentes Biotone e base de poliamida com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf.

D	E
7,93	8,50
9,96	9,57
10,54	9,61
10,96	10,48
11,34	10,69
11,45	11,01

A tabela 5 ilustra os valores obtidos em Kgf, em ordem crescente, para o grupo experimental com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino composto de dentes Ivoclar e base de poliamida (grupo IP12), lados direito (D) e esquerdo(E), diante da força exercida por uma célula de 2 KN sobre os corpos de prova. Apesar do deslocamento de 3 mm entre o dente e a base, apenas quatro corpos de prova apresentaram separação entre o dente e a base, com 1 falha coesiva no dente e 3 falhas coesivas nas bases. O valor anotado correspondeu à maior força aplicada durante o deslocamento do aparelho.

Tabela 5 - Grupo IP12 composto de dentes Ivoclar e base de poliamida com recobrimento cervical de 1 mm vestibular e 2 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf.

D	E
4,88	4,69
5,66	5,50
7,43	6,72
7,89	6,82
8,59	7,13
8,72	7,64

A tabela 6 ilustra os valores obtidos em Kgf, em ordem crescente, para o grupo experimental com recobrimento cervical de 2 mm vestibular e 3 mm palatino composto de dentes Biotone e base de poliamida (grupo BP23), lados direito (D) e esquerdo(E), diante da força exercida por uma célula de 2 KN sobre os corpos de prova. Apesar do deslocamento de 3 mm entre o dente e a base, apenas um corpo de prova apresentou separação entre o dente e a base, com falha adesiva. O valor anotado correspondeu à maior força aplicada durante o deslocamento do aparelho.

Tabela 6 - Grupo BP23 composto de dentes Biotone e base de poliamida com recobrimento cervical de 2 mm vestibular e 3 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf.

D	E
9,03	11,62
9,47	13,10
10,01	16,27
10,87	11,09
11,27	14,91
11,91	11,78

A tabela 7 ilustra os valores obtidos em Kgf, em ordem crescente, para o grupo experimental com recobrimento cervical de 2 mm vestibular e 3 mm palatino composto de dentes Ivoclar e base de poliamida (grupo IP23), lados direito (D) e esquerdo(E), diante da força exercida por uma célula de 2 KN sobre os corpos de prova. Apesar do deslocamento de 3 mm entre o dente e a base, apenas três corpos de prova apresentaram separação entre o dente e a base, com duas falhas coesivas nos dentes e uma na base. O valor anotado correspondeu à maior força aplicada durante o deslocamento do aparelho.

Tabela 7 - Grupo IP23 composto de dentes Ivoclar e base de poliamida com recobrimento cervical de 2 mm vestibular e 3 mm palatino, lados direito e esquerdo, em Kgf

D	E
5,31	6,93
7,23	6,00
8,44	8,67
8,56	9,07
9,02	9,17
9,80	9,48

5.2 Análise estatística

As médias, medianas e desvios padrão podem ser observados na estatística descritiva (tabelas 8, 9, 10, 11, 12, 13).

Tabela 8 - Estatística descritiva do grupo CB.

Média	28,89
Erro padrão	2,28
Mediana	27,54
Desvio padrão	7,91
Variância da amostra	62,62
Coeficiente de Variação	27,39%
Curtose	0,80
Assimetria	0,92
Amplitude	26,98
Mínimo	19,43
Máximo	46,41
Soma	346,63
Tamanho da amostra	12

Tabela 9 - Estatística descritiva do grupo CI.

Média	14,23
Erro padrão	0,87
Mediana	13,67
Desvio padrão	3,02
Variância da amostra	9,13
Coeficiente de Variação	21,25%
Curtose	0,75
Assimetria	1,19
Amplitude	9,47
Mínimo	10,87
Máximo	20,34
Soma	170,71
Tamanho da amostra	12

Tabela 10 - Estatística descritiva do grupo BP12.

Média	10,17
Erro padrão	0,32
Mediana	10,51
Desvio padrão	1,10
Variância da amostra	1,21
Coeficiente de Variação	10,84%
Curtose	0,10
Assimetria	-0,92
Amplitude	3,52
Mínimo	7,93
Máximo	11,45
Soma	122,04
Tamanho da amostra	12

Tabela 11 - Estatística descritiva do grupo IP12.

Média	6,81
Erro padrão	0,39
Mediana	6,98
Desvio padrão	1,36
Variância da amostra	1,86
Coefficiente de Variação	20,02%
Curtose	-1,11
Assimetria	-0,24
Amplitude	4,03
Mínimo	4,69
Máximo	8,72
Soma	81,67
Tamanho da amostra	12

Tabela 12 - Estatística descritiva do grupo BP23.

Média	11,78
Erro padrão	0,61
Mediana	11,45
Desvio padrão	2,12
Variância da amostra	4,48
Coefficiente de Variação	17,98%
Curtose	0,69
Assimetria	0,96
Amplitude	7,24
Mínimo	9,03
Máximo	16,27
Soma	141,33
Tamanho da amostra	12

Tabela 13 - Estatística descritiva do grupo IP23.

Média	8,14
Erro padrão	0,41
Mediana	8,62
Desvio padrão	1,44
Variância da amostra	2,06
Coefficiente de Variação	17,64%
Curtose	-0,28
Assimetria	-0,93
Amplitude	4,49
Mínimo	5,31
Máximo	9,80
Soma	97,68
Tamanho da amostra	12

5.3 Análise estatística dos resultados

A análise estatística dos resultados foi feita utilizando-se o programa GraphPad InStat V2.05a. Após a aplicação do teste ANOVA, recomendou a utilização do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis para comparação das medianas e o teste de comparações múltiplas de Dunn (tabela 14).

O valor de p encontrado foi $< 0,0001$, considerado extremamente significativo.

Tabela 14 - Comparações múltiplas de Dunn entre os grupos experimentais.

Comparação	Diferença	Significância	Valor de p
BP12 vs BP23	-9.875	ns	P>0.05
BP12 vs IP12	22.417	ns	P>0.05
BP12 vs IP23	14.500	ns	P>0.05
BP12 vs CB	-34.167	***	P<0.001
BP12 vs CI	-19.375	ns	P>0.05
BP23 vs IP12	32.292	**	P<0.01
BP23 vs IP23	24.375	ns	P>0.05
BP23 vs CB	-24.292	ns	P>0.05
BP23 vs CI	-9.500	ns	P>0.05
IP12 vs IP23	-7.917	ns	P>0.05
IP12 vs CB	-56.583	***	P<0.001
IP12 vs CI	-41.792	***	P<0.001
IP23 vs CB	-48.667	***	P<0.001
IP23 vs CI	-33.875	**	P<0.01
CB VS CI	14.792	ns	P>0.05

A retenção variou significativamente entre os grupos IP e os grupos controle, entre o grupo BP12 e o grupo CB, e entre o grupo BP23 e o grupo IP12, não ocorrendo interações significativas entre os demais.

Para os corpos de prova do grupo controle, a fratura aconteceu antes do final do deslocamento de 3 mm do aparelho.

Em relação ao tipo de falha, todos os corpos de prova do grupo controle (24) tiveram falha coesiva no dente, associada à falha coesiva na base.

Os corpos de prova do grupo poliamida (48), em sua maioria, não apresentaram separação completa entre o dente artificial e a base, apesar de um deslocamento de 3 mm entre as partes. No grupo Biotone® 1 e 2 mm, houve uma falha coesiva na base; no grupo Biotone® 2 e 3 mm, houve uma falha adesiva; no grupo Ivoclar® 1 e 2 mm, houve 1 falha coesiva no dente e 3 falhas coesivas nas bases; e no grupo Vivodent® 2 e 3 mm houve duas falhas coesivas nos dentes e uma na base.

5.4 Síntese dos resultados

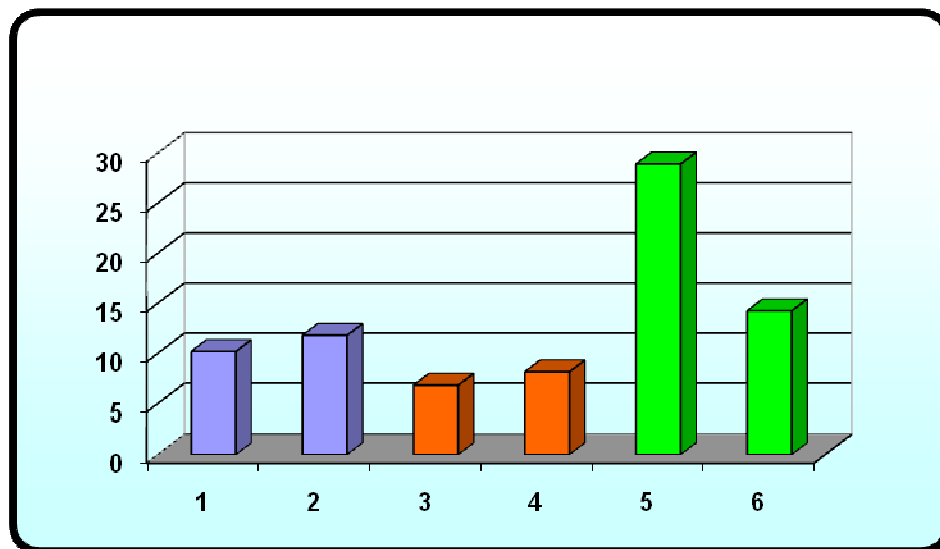
Medidas Estatísticas	BP12	BP23	IP12	IP23	CB	CI
Média	10,17	11,78	6,81	8,14	28,89	14,23
Mediana	10,51	11,45	6,98	8,62	27,54	13,67
Desvio padrão	1,10	2,12	1,36	1,44	7,91	3,02
Coefficiente de Variação	10,84%	17,98%	20,02%	17,64%	27,39%	21,25%
Curtose	0,10	0,69	-1,11	-0,28	0,80	0,75
Mínimo	7,93	9,03	4,69	5,31	19,43	10,87
Máximo	11,45	16,27	8,72	9,80	46,41	20,34

Quadro 1 - Síntese dos resultados estatísticos.

As médias dos grupos controle foram mais altas do que as dos grupos poliamida individualmente (gráfico 1).

Entre os grupos poliamida, as médias dos dentes Biotone® (BP) foram mais altas do que as dos dentes Vivodent® (IP), independente do recobrimento cervical, confirmando parcialmente a hipótese levantada (gráfico 1). A análise dos resultados parece indicar que a retenção mecânica não foi a única responsável pela resistência de união, pois todos os corpos de prova do grupo Biotone® tiveram uma resistência de união mais alta do que os do grupo Vivodent®, com o mesmo recobrimento cervical e preparo dos dentes.

Nos grupos individualmente, os dentes com recobrimento cervical de 2 e 3 mm, tiveram as médias mais altas (gráfico 1).



1 - BP12

2 - BP23

3 - IP12

4 - IP23

5 - CB

6 - CI

Gráfico 1 - Comparativo das médias dos grupos experimentais.

6 DISCUSSÃO

Pelos resultados obtidos neste estudo, observamos que o recobrimento cervical dos dentes artificiais pelo material poliamida interferiu indiscutivelmente nos testes de resistência de união, assim como o tipo de dente (gráfico 1). Foi sugerido por Darbar et al. (1995) que o envolvimento do dente na resina acrílica ajuda a redistribuir o estresse de maneira favorável. É importante ratificar que o envolvimento de parte das superfícies axiais (colo) dos dentes artificiais pelo material da base da prótese é prática comum, e ocorre na maioria absoluta das próteses totais e parciais removíveis, por questões técnicas e estéticas, e os fabricantes prevêm esse fato ao desenharem e produzirem os dentes artificiais.

Neste estudo utilizamos um método alternativo que consideramos mais próximo à realidade clínica, que testou a força de união entre os dentes e as bases de poliamida e as bases de RAATM. Alternativas semelhantes também foram sugeridas por Cardash et al. (1986), Cardash et al. (1990), Catterlin et al. (1993), Takahashi et al. (2000), Zuckerman (2003) e Bragaglia (2005). No entanto, a American Dental Association (ADA), por exemplo, em sua especificação nº 15, estabelece que os corpos de prova devem ser cilíndricos, com o dente incorporado e um diâmetro final de 6,35 mm. A força aplicada deve ser do tipo tração com uma velocidade de 0.254 mm/min. O valor aceitável da força de adesão é 31 MPa ou 315kg/cm². O método preconizado pela A.D.A para esse teste, utiliza dentes artificiais cuja base é instrumentada, lixada e polida para que fique plana, e suas superfícies axiais são reduzidas em um torno. Após a união à resina para base de prótese, obtém-se um corpo-de-prova com formato semelhante ao de um halter, que deverá ser submetido a um teste de tração. Vários estudos utilizaram o método da

ADA (Morrow et al., 1978; Clancy et al., 1991; Schneider et al., 2002; Amin, 2002; Chung et al., 2008) e muitas vezes os dentes testados foram posteriores. No entanto, estima-se que 22% a 30% dos reparos em próteses ocorrem devido ao deslocamento de dentes, geralmente na região anterior da prótese (Darbar et al., 1994; Huggett et al., 1982) e vários pesquisadores realizaram seus testes com dentes da bateria anterior, como neste estudo (Cardash et al., 1986; Catterlin et al., 1993; Darbar et al., 1994; Cunningham, Benington, 1995; Darbar et al., 1995; El-Sheikh, Powers, 1995; Marchack et al., 1995; Büyükyilmaz, Ruyter, 1997; Barpal et al., 1998; Cunningham, Benington, 1999; Chai et al., 2000; Cunningham, 2000; Takahashi et al., 2000; Zuckerman, 2003; Saavedra et al., 2004; Saavedra et al., 2007; Chung et al., 2008).

Na literatura, os resultados na força de adesão entre materiais parcial ou totalmente diferentes são menores do que entre dentes de resina acrílica e bases de resina acrílica (Clancy, Boyer, 1989; Clancy et al., 1991; Kawara et al., 1991; Marchack et al., 1995; El-Sheikh, Powers, 1998; Cunningham, 2000; Takahashi et al., 2000), o que também mostrou-se verdadeiro em nosso trabalho. Segundo Barpal et al. (1998), os dentes de polímero de resina acrílica altamente cruzadas com adição de sílica coloidal para aumentar a força e a resistência à abrasão, resultam em uma adesividade química diminuída, comparada com dentes de resina acrílica sem ligações cruzadas. Para melhorar a adesividade dos dentes artificiais à base da prótese, a modificação do colo dental na forma de retenções mecânicas tem sido sugerida por diversos autores (Vallitu, 1995; Barpal et al., 1998; Takahashi et al., 2000; Zuckerman, 2003), nem sempre com sucesso (Huggett et al., 1982; Cardash et al., 1986; Barpal et al., 1998; Cunningham, Benington, 1995; Bragaglia, 2005). Neste estudo, a modificação do colo dental na forma de retenção mecânica mostrou-se

indispensável, uma vez que o teste piloto demonstrou a ausência de adesão química entre os dentes artificiais e a poliamida.

Durante o teste, um dos achados mais surpreendentes foi que a maioria dos corpos de prova do grupo poliamida teve suas partes dentais deslocadas sem separação de suas bases, provavelmente em razão das propriedades flexurais do polímero de nylon. Assim como no trabalho de Yunus et al. (2005), nossos corpos de prova não se quebraram, e foi considerada a força máxima de tensão obtida, após 3 mm de deslocamento do ponto de tensão. Em achados anteriores, os polímeros de nylon não se quebram em testes de comparação com RAAT (Stafford et al., 1986; Yunus et al., 2005; Dogan et al., 2008). No trabalho de Dogan et al. (2008), o nylon mantém unidas partes quebradas de RAAT. O Módulo de Young e a carga máxima sugerem que tais reforços deixam a resina resistente à fratura. Uma das observações mais interessantes foi a do modo de propagação da rachadura. Os corpos de prova sem fibra e reforçados com fibra de vidro foram quebrados em dois pedaços sob carga máxima, e demonstraram falha catastrófica. No entanto, nos corpos de prova reforçados com outras fibras, uma rachadura aconteceu principalmente no lado de tensão, mas não se propagou em direção à linha de compressão, as fibras distendidas parecem ter mantido as duas partes juntas. Clinicamente o uso de reforços de fibra que aumentam de volume e se distribuem uniformemente podem favorecer o reforço das bases de prótese e tornar sua aplicação menos sensível às falhas técnicas (Narva et al., 2005). A maior vantagem do nylon reside em sua resistência a choque e tensão repetida (Dogan et al., 2008). Esta característica pode apresentar uma vantagem, melhorando as propriedades mecânicas de bases de próteses.

Os grupos poliamida com recobrimento cervical de 2 mm na face vestibular e 3 mm na face palatina, demonstraram uma maior resistência da adesão entre os dentes e a base em relação aos grupos com recobrimento de 1 mm na face vestibular e 2 mm na face palatina. No entanto só foi encontrada diferença estatística significativa entre os grupos BP23 (melhores resultados) e o grupo IP12 (piores resultados).

Dentro do grupo Vivodent®, ocorreram também três falhas coesivas nos dentes, onde uma parte da face cervical envolvida pela resina poliamida quebrou e permaneceu dentro da resina (uma falha no grupo IP12 e duas no grupo IP23) e quatro falhas coesivas da resina poliamida, onde a resina permaneceu dentro do dente (três no grupo IP12 e uma no grupo IP12). O tipo de falha parece sugerir que a maior dureza do dente Vivodent® favoreceu este tipo de falha.

No grupo Biotone® 1 e 2 mm, houve uma falha coesiva na base; e no grupo Biotone® 2 e 3 mm, houve uma falha adesiva. Apesar do grupo Biotone® com um recobrimento de 2 e 3 mm ter apresentado os mais altos valores entre os grupos poliamida, um corpo de prova apresentou um valor significativamente baixo (1,14kgf). A inspeção cuidadosa deste corpo de prova mostrou que havia bolhas incorporadas à área da interface, o que sugere uma falha na injeção do material, além da presença de poliamida dentro do orifício da face cervical, sugerindo rompimento coesivo do material. A falha na injeção provavelmente é consequência de uma pressão de injeção excessiva. Durante a execução do trabalho, algumas injeções falharam em consequência da grande espessura dos corpos de prova, situação que algumas vezes acontece clinicamente.

Todos os corpos de prova do grupo controle fraturaram coesivamente, mantendo completamente preenchida a cavidade com a resina da base. Ao contrário

de Vallittu (1995), neste estudo não se observou a falta de penetração de resina de base nas perfurações. No entanto nossos resultados (quadro 1) foram comparáveis aos de Barpal et al. (1998). É possível também que as margens anguladas das cavidades, confeccionadas nas bases dos dentes do grupo controle, tenham favorecido a concentração de tensões e, por isso, o material para base de prótese tenha fraturado nessas áreas.

O baixo módulo flexural exibido pelo nylon significa que ele é menos rígido do que os polímeros convencionais de P MMA, e pode ser usado nos casos em que a flexibilidade é desejada, como naqueles em que existe uma pequena retenção mecânica (Yunus et al., 2005). Simultaneamente o nylon é considerado uma boa alternativa nos casos de pacientes que têm alergia ou sensibilidade ao monômero de metilmetacrilato.

Em nosso estudo pudemos observar que apesar dos valores de adesão serem menores para os grupos de poliamida, os dentes não se soltaram das bases, sugerindo um comportamento mecânico vantajoso.

O efeito de diversas variáveis na adesão entre dentes artificiais e bases de prótese tem sido pesquisado e alternativas para superar a falta de adesão têm sido sugeridas. Dentre elas podemos citar a instrumentação da base do dente (Huggett et al., 1982; Fletcher et al., 1984; Cardash et al., 1986; Cardash et al., 1990; Vallittu, 1995; Thean et al., 1996; Barpal et al., 1998; El-Sheikh, Powers, 1998; Cunnigham, Benington, 1999; Zuckerman, 2003; Saavedra et al., 2004; Bragaglia, 2005; Saavedra et al., 2007), a aplicação de soluções de monômero e polímero ou de solventes (Morrow et al., 1978; Huggett et al., 1982; Clancy, Boyer, 1989; Kawara et al., 1991; Cunnigham, Benington, 1999), o material dos dentes (Clancy et al., 1991; Kawara et al., 1991; Marchack et al., 1995; Büyükyilmaz, Ruyter, 1997; El-

Sheikh, Powers, 1998; Takahashi et al., 2000; Schneider et al., 2002; Saavedra et al., 2004; Bragaglia, 2005; Saavedra et al., 2007; Chung et al., 2008), o material da base da prótese (Clancy, Boyer, 1989; Clancy et al., 1991; Kawara et al., 1991; Vallittu, 1995; Büyükyilmaz, Ruyter, 1997; Cunningham, 2000; Takahashi et al., 2000; Schneider et al., 2002; Saavedra et al., 2004; Chung et al., 2008), a contaminação por cera, isolantes ou impurezas (Morrow et al., 1978; Catterlin et al., 1993) a polimerização por microondas e o aumento da temperatura de polimerização (Barbosa et al., 2008).

Mais estudos devem ser realizados para melhorar a retenção dos dentes à base de poliamida, talvez através da colocação de uma trava mecânica na face palatina (Zuckerman, 2003), para esclarecer o comportamento mecânico (flexão, resistência) do material inicialmente e ao longo do tempo e ampliar suas indicações, avaliar sua precisão de adaptação, porosidade, absorção de água, solubilidade, tensões durante o processamento e criar protocolos para o reparo destes materiais.

Entre as limitações deste estudo, podemos citar a ausência de termociclagem e a inexistência de estudos semelhantes para comparação. Os resultados não podem ser estendidos para todas as poliamidas, uma vez que cada uma apresenta propriedades individuais. Portanto o método utilizado pode ser aplicado em outras pesquisas, utilizando diferentes tipos de retenção mecânica nos dentes, diferentes marcas de dentes, termociclagem e armazenamento variado.

7 CONCLUSÃO

Dentro da proposta e do delineamento desta pesquisa foi possível concluir que:

- a) a retenção dos dentes artificiais à base de RAAT por energia de microondas é maior do que a retenção dos dentes artificiais à base de poliamida;
- b) a retenção dos dentes Biotone® à base de poliamida é maior do que a retenção dos dentes Vivodent® à base de poliamida;
- c) o recobrimento de 2 mm na face vestibular e 3 mm da face palatina oferece o maior grau de retenção entre os dentes artificiais e as bases de poliamida;
- d) a perda de adesão dos dentes artificiais à base poliamida, não resultou em separação total entre as partes.

REFERÊNCIAS¹

American Dental Association. Revised ANSI/ADA specification 15 for synthetic resin teeth. Chicago: ADA; 1985. p. 119-31.

Amin WM. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002 June;10(2):57-61.

Barbosa DB, Barão VA, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. *Gerodontology*. 2008 Dec;25(4):237-44.

Barpal D, Curtis DA, Finzen F, Perry J, Gansky SA. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1998 Dec;80(6):666-71.

Bragaglia LE. Avaliação da resistência de união entre dentes de resina e bases de próteses em função de diferentes tratamentos de superfície [dissertação]. Santa Catarina: Universidade Federal de Santa Catarina; 2005.

Büyükyilmaz S, Ruyter IE. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. *Int J Prosthodont*. 1997;10:49-54.

Cardash HS, Liberman R, Helft M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture-base bond. *J Prosthet Dent*. 1986;55:526-8.

Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. *J Prosthet Dent*. 1990;64:492-6.

Catterlin RK, Plummer KD, Gulley ME. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. *J Prosthet Dent*. 1993;69:57-9.

Chung KH, Chung CY, Chung CY, Chan DC. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. *J Oral Rehabil*. 2008;35:268-75.

Clancy JM, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent*. 1989;61:457-62.

Clancy JM, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. *J Prosthet Dent*. 1991;65:315-24.

Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. *J Oral Rehabil*. 2000 Apr;27(4):312-6.

Cunningham JL, Benington IC. Bond strength variation of synthetic resin teeth in dentures. *Int J Prosthodont*. 1995;8:69-72.

¹ De acordo com o Manual de Normalização de Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *J Dent.* 1999;27:129-35.

Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. The effect of impurities on the stress distribution at the tooth/denture base resin interface. *Asian J Aesthet Dent.* 1994;2:7-10.

Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J Prosthet Dent.* 1995 Dec;74(6):591-4.

Doğan OM, Bolayir G, Keskin S, Doğan A, Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J Mater Sci Mater Med.* 2008;19:2343-9.

EMS-GRIVORY. Dados técnicos, grilamid TR 90 [texto na internet]. 2008 [acessado em 2008 out 10]. Disponível em: http://www.emsgrivory.com/mytools/datenblaetter/datenblaetter/grilamid_tr/TR_90_UV_E.pdf

Fletcher AM, Al-Mulla MA, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM. A method of improving the bonding between artificial teeth and P MMA. *J Dent.* 1985;13:102-8.

Huggett R, John G, Jagger RG, Bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *Br Dent J.* 1982;153:187-90.

Ides Incorporation. Dados técnicos, grilamid TR 90 [texto na internet]. 2008 [acessado em 28/10/2008]. Disponível em: <http://prospector.ides.com/datasheet.aspx?l=34&E=51139>

John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent.* 2001 Oct;86(4):424-7.

Kawara M, Carter JM, Ogle RE, Johnson RR. Bonding of plastic teeth to denture base resins. *J Prosthet Dent.* 1991; 6:566-71.

Marchack BW, Yu Z, Zhao XY, White SN. Adhesion of denture tooth porcelain to heat-polymerized denture resin. *J Prosthet Dent.* 1995 Sep;74(3):242-9.

Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Fuchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent.* 1978;39:565-8.

Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater.* 2005 May;21(5):421-8.

Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology.* 2006 Sept;23(3):131-9.

Phillips, R.W. *Skinner Materiais dentários*. 9a ed. São Paulo: Guanabara Koogan; 1982

Saavedra G, Neisser MP, Sinhoretti MAC, Machado C. Evaluation of bond strength of denture teeth bonded to heat polymerized acrylic resin denture bases. *Braz J Oral Sci.* 2004;3:458-464.

Saavedra G, Valandro LF, Leite FP, Amaral R, Ozcan M, Bottino MA et al. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. *Int J Prosthodont*. 2007 May;20(2):199-201.

El-Sheikh mm, Powers JM. Tensile bond strength of porcelain teeth to denture resin before and after aging. *Int J Prosthodont*. 1998 Jan-Feb;11(1):16-20.

John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent*. 2001 Oct;86(4):424-7.

Schneider RL, Curtis ER, Clancy JM. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent*. 2002;88:145-50.

Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture-base material. *J Dent*. 1986 Feb;14(1):18-22.

Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont*. 2000 Jan-Feb;13(1):59-65.

Thean HP, Chew CL, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. *Quintessence Int*. 1996;27:425-8.

Vallittu PK. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. *Acta Odontol Scand*. 1995;53:99-104.

Vallittu PK, Ruyter IE. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent*. 1997;78:194-9.

Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu-Hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil*. 2005 Jan;32(1):65-71.

Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. *J Prosthet Dent*. 2003;89:603-7.

ANEXO A - FIGURAS



Figura 73 - Teste mecânico do corpo de prova do grupo IP12

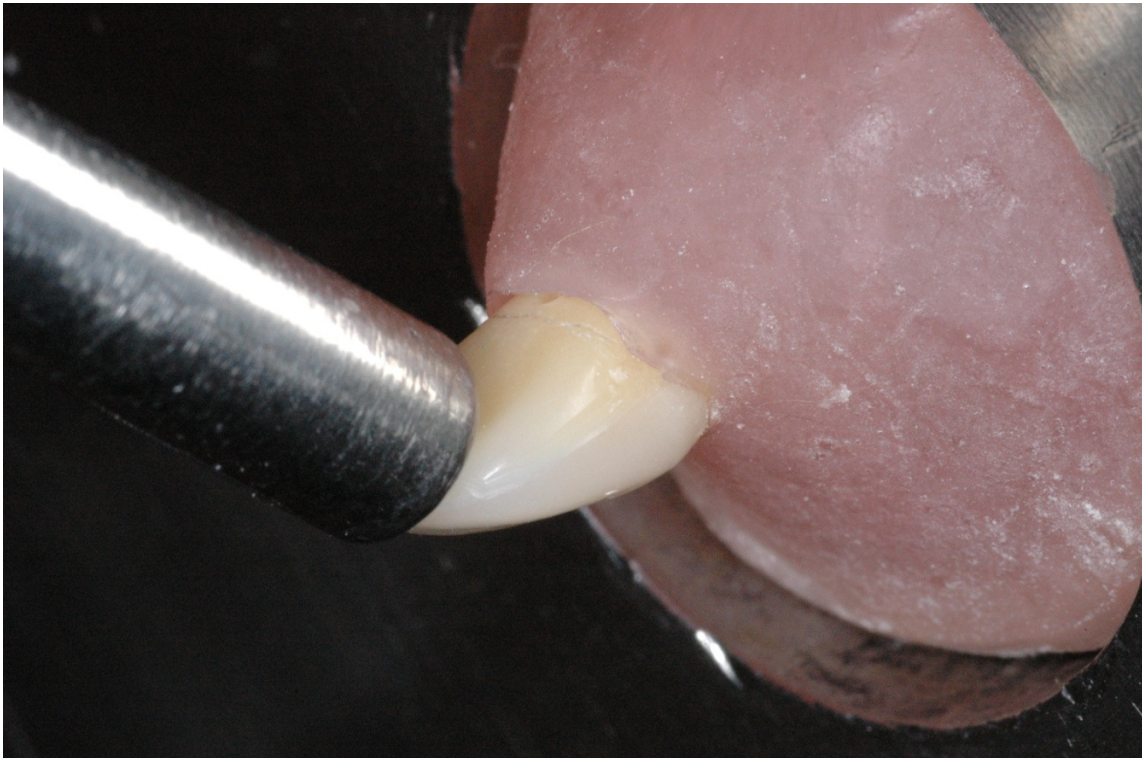


Figura 74 - Início do deslocamento



Figura 75 - Deslocamento do dente

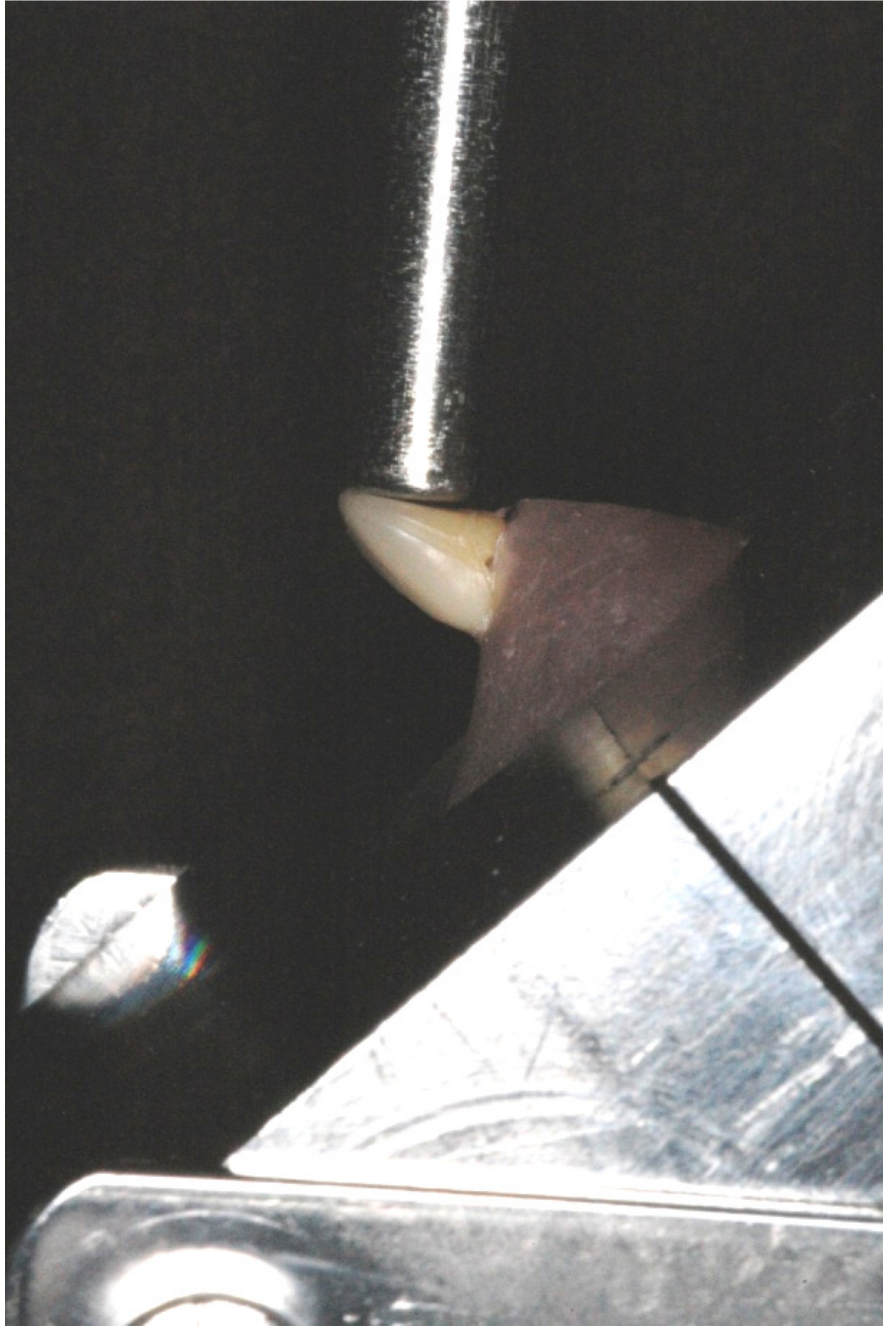


Figura 76 - Deslocamento final de 3 mm do aparelho

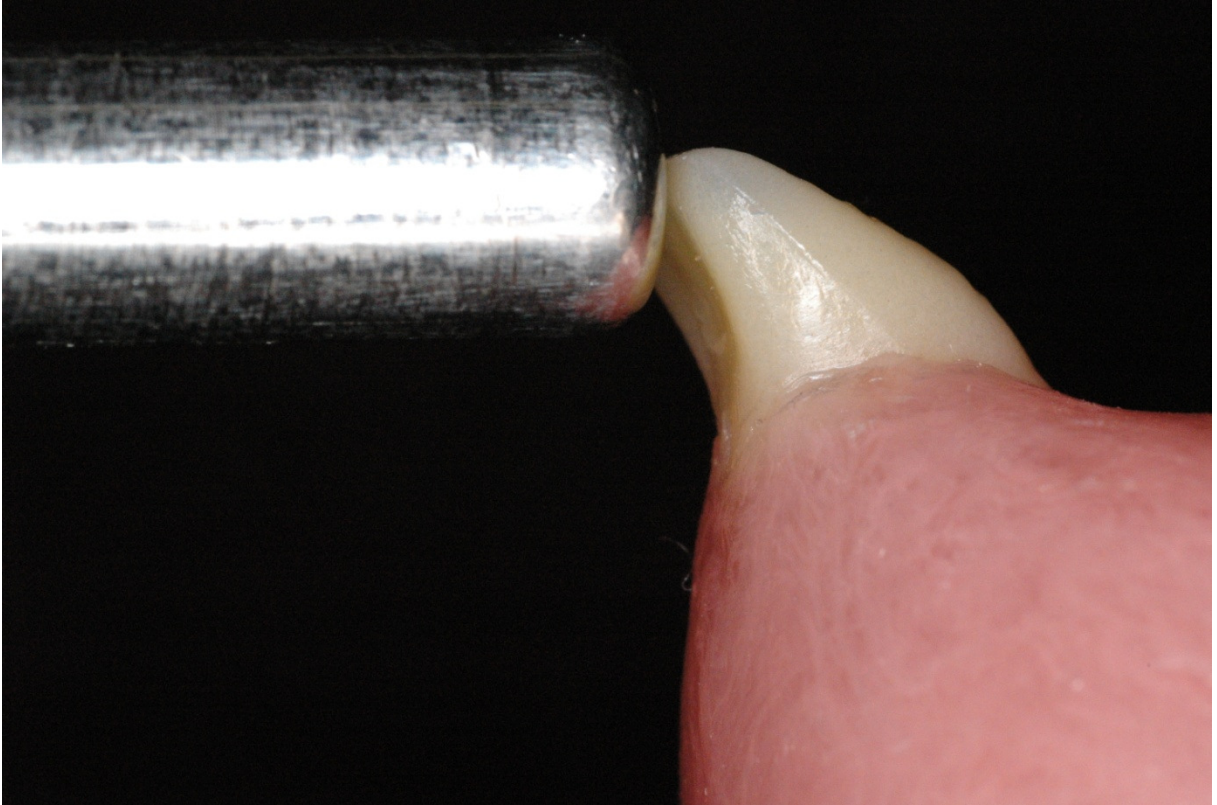


Figura 77 - Teste mecânico do grupo BP12



Figura 78 - Deslocamento do dente, grupo BP12

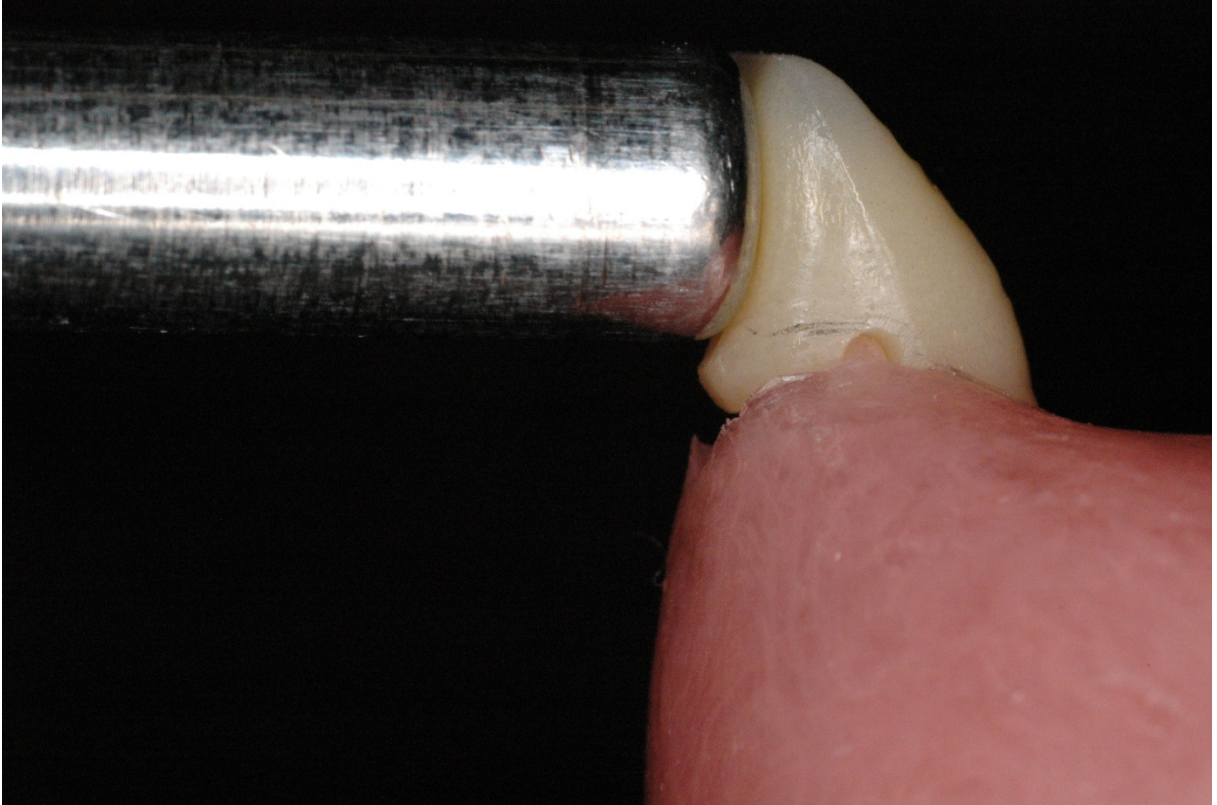


Figura 79 - Deslocamento final de 3 mm do aparelho

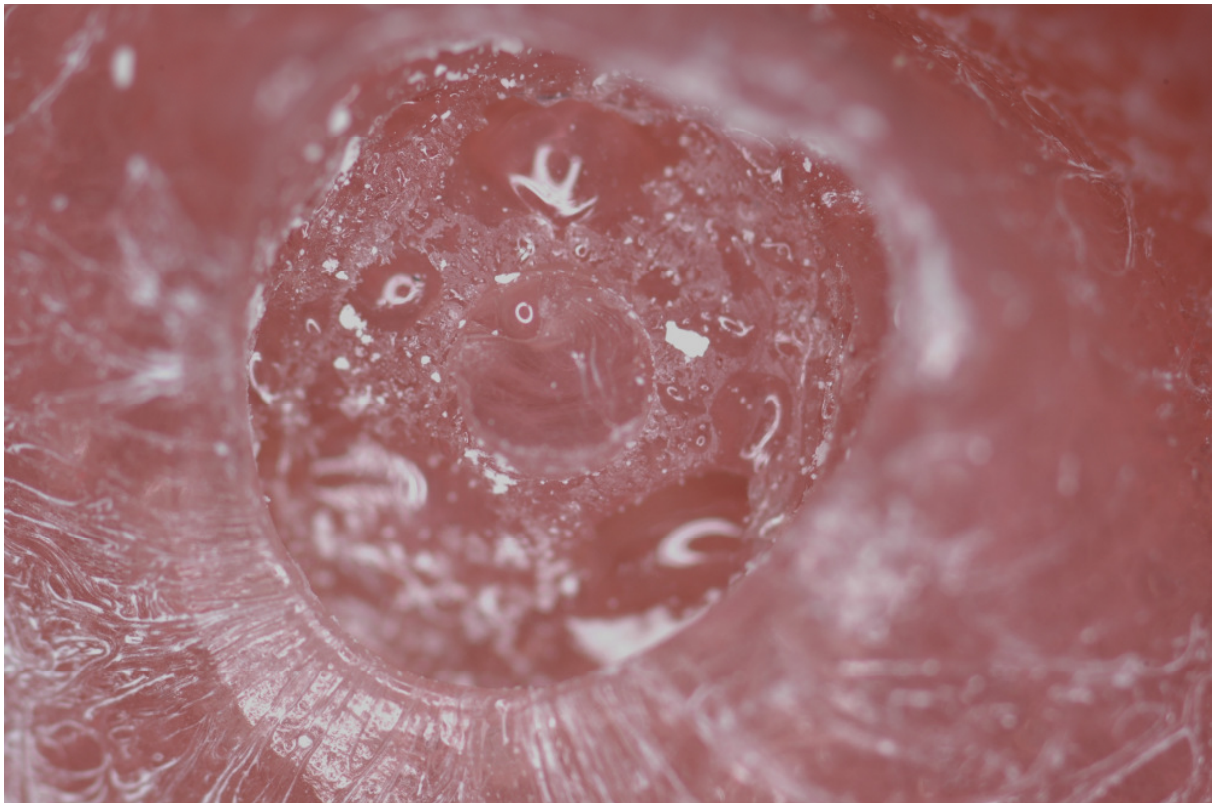


Figura 80 - Bolhas incorporadas na injeção

ANEXO B - DISPENSA DE SUBMISSÃO AO COMITÊ***Centro de Pós-Graduação******Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê***

2ª via

Campinas, segunda-feira, 28 de setembro de 2009

Ao(a)

C.D. Analúcia Gebler Philippi

Curso: Prótese

Comitê: Comitê de Ética e Pesquisa

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: 2006/0482

Data entrada do Projeto: 18/12/2006

Data da Reunião do Comitê: 18/12/2006

Orientação por: Artêmio Luiz Zanetti

Projeto: Avaliação da resistência de uma união entre dentes de resina acrílica e bases de próteses de resina transflex

Cordialmente,

Profa. Dra. Sônia Vieira
Presidente do Comitê de Ética e Pesquisa