

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"

Faculdade de Odontologia de Araraquara

ROBERTA CHUQUI

*Efeito de desinfecções
sucessivas com energia de
microondas na resistência
de união entre dentes
artificiais e resinas para
bases de próteses*

Araraquara

2005

ROBERTA CHUQUI

***Efeito de desinfecções sucessivas com energia
de microondas na resistência de união entre
dentes artificiais e resinas
para bases de próteses***

Dissertação apresentada ao curso de
Pós-Graduação em Reabilitação Oral –
Prótese da Faculdade de Odontologia
de Araraquara – UNESP, para obtenção
do título de Mestre.

Orientadora

Prof^a Dr^a Eunice Teresinha Giampaolo

Araraquara

2005

Chuqui, Roberta

Efeito de desinfecções sucessivas com energia de microondas na resistência de união entre dentes artificiais e resinas para bases de próteses / Roberta Chuqui. – Araraquara : [s.n.], 2005.
185 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo.

1. Resinas acrílicas 2. Microondas 3. Desinfecção
4. Resistência de união 5. Dentes artificiais I. Título.

Data da Defesa: 28/02/2005

Banca examinadora:

Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo – Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Profa. Dra. Ana Lúcia Machado – Professor Adjunto do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Prof. Dr. Hércules Jorge Almihatti – Professor Doutor do Curso de Odontologia do Centro Universitário de Maringá.

DADOS CURRICULARES

ROBERTA CHUQUI

NASCIMENTO

03/12/1980 – São Carlos - SP

FILIAÇÃO

Luis Carlos Chuqui

Elisabeth de Fátima Pizzonia Chuqui

1999-2002

Curso de Graduação – Faculdade de
Odontologia de Araraquara - UNESP

2003 – 2005

Curso de Pós-Graduação em Odontologia,
Nível Mestrado – Reabilitação Oral – Área
de Prótese, na Faculdade de Odontologia de
Araraquara - UNESP

Dedico

Ao meu Pai Eterno

Pelo dom da vida, pelos anjos guardiões da minha caminhada
terrena, pelas bênçãos concedidas, pelos sofrimentos superados,
pelos sonhos realizados....

Minha gratidão.

A Ti, ofereço, Senhor, cada conquista de minha vida.

**“Deus nunca deixa de nos socorrer em tempo oportuno,
quando de nossa parte, fizemos tudo o que podíamos.”**

(São Vicente de Paulo)

Dedico

Aos meus Pais

Elisabeth e Luis

Pelo amor incondicional, pelo carinho, pela compreensão e
pelos exemplos, alicerce de minha formação.

Este trabalho é meu presente para vocês,
que se fizeram fortes para que eu pudesse vencer
todos os obstáculos desta caminhada.

Eu amo vocês!!!

**“Honre a seus pais em atos e palavras para que a benção deles
venha sobre você.”**

(Eclesiástico 3,8)

Dedico

Ao meu noivo

Ricardo

Pelo apoio, pelas palavras amigas, pela paz transmitida, pelos
conhecimentos compartilhados, pelo incentivo, pelas orações....

por você ser quem é,
e por estar ao meu lado.

Te amo!

**“As águas da torrente jamais poderão apagar o amor, nem os rios
afogá-lo. Quisesse alguém dar tudo o que tem para comprar o
amor... seria tratado com desprezo”**

(Cântico dos Cânticos 8, 7)

Agradecimento especial

À amiga e mestre

Prof^a. Dr^a. Eunice Teresinha Giampaolo

Por me convidar a voar em sua sabedoria, pelo apoio, pelo acolhimento, pela amizade, pelo exemplo de competência e responsabilidade, pela compreensão nos muitos, mas finitos, momentos de lágrimas.....

Seus ensinamentos guiarão os passos de minha vida.

Meus sinceros agradecimentos!

“Agradecer é admitir que houve um minuto que se precisou de alguém. Agradecer é reconhecer que o homem jamais poderá lograr para si o dom de ser auto-suficiente.”

Agradecimentos especiais

Aos professores da Disciplina de Prótese Parcial Removível, Ana Cláudia, Ana Lúcia e Carlos Vergani, pelos ensinamentos transmitidos, amizade, apoio e seriedade.

À minha tia Maria e ao meu primo Fernando, pelo amor que vocês sempre me demonstraram. Vocês que continuamente me acompanharam e me ajudaram durante todas as minhas dificuldades, dedicando-se a mim como minha mãezinha e meu irmãozinho do coração.

Aos familiares, pela convivência, carinho e apoio constante ao longo dessa caminhada.

À amiga Tati, que mesmo à distância, não deixa de partilhar comigo os momentos de alegria e de tristeza.

À minha amiguinha Giovana e ao nosso amigo Tigrão, pelos momentos de alegria compartilhados. Em meio a tantos momentos de descontração, vocês me ensinaram que as dificuldades podem ser vencidas quando descobrimos o verdadeiro sentido da vida.

Agradecimentos

À amiga Meryelen, pelos desabafos, apoio e pela amizade.

Às amigas de infância Renata e Tatiana, pelo convívio agradável e por terem participado de momentos felizes de minha vida.

A todos os meus amigos vicentinos, pelas orações, pela ajuda espiritual e pelo apoio nos momentos de dificuldade.

Aos colegas da pós-graduação, Ana Carolina, Ana Paula, Andréa, Anelise, Anne, Daniela, Ewerton, João Gustavo, José Maurício, Juliana, Karina, Luciano, Marcelo, Mariana, Matheus e Michael pela troca de conhecimentos, pela ajuda mútua e pelos momentos de convívio agradável.

Aos Professores do Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, pela orientação, pelos ensinamentos e pelo apoio.

Ao Professor Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz, pela ajuda nos primeiros passos de minha vida de pesquisadora, pela amizade, pelo carinho e pelos conhecimentos transmitidos.

Agradecimentos

À amiga Dani, pelo carinho, amizade e agradável convivência. E a seu esposo Marcos, pela disponibilidade em ajudar na metodologia deste trabalho.

Ao amigo João Gustavo, pela partilha de todos os seus conhecimentos e pela compreensão e paciência.

Às alunas do Doutorado Janaína, Karin, Nara, Rosângela e Vanessa pelo auxílio constante e pela competência.

À aluna de iniciação científica Fernanda, pelo auxílio, pela determinação e pela amizade.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese e também à Funcionária da Clínica de Pós-Graduação, pelo convívio agradável e pela compreensão.

Aos Funcionários da Pós-Graduação, por toda atenção, auxílio e disponibilidade.

Aos Funcionários da Biblioteca, pela ajuda prestada em prol deste trabalho.

Agradecimentos

Ao Cláudio, técnico do Laboratório de Oclusão, pela ajuda durante o desenvolvimento da parte experimental desta dissertação.

Ao Prof. Romeu pela realização da estatística deste trabalho, pela paciência e pelos ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela disponibilidade durante a realização da metodologia desta pesquisa.

À FAPESP pela bolsa de mestrado e auxílio à pesquisa concedidos para a realização deste trabalho.

À FUNDUNESP, também pelo auxílio à pesquisa concedido.

A todas as pessoas que de alguma maneira contribuíram para a realização desta pesquisa.

Meus sinceros agradecimentos

SUMÁRIO

1. Introdução.....	12
2. Revisão da Literatura.....	19
3. Proposição.....	97
4. Material e Método.....	99
5. Resultado.....	119
6. Discussão.....	138
7. Conclusão.....	156
8. Referências.....	159
9. Apêndice.....	171
Resumo.....	178
Abstract.....	182

1 Introdução

As próteses removíveis parciais ou totais enviadas ao laboratório para ajustes ou reparos encontram-se normalmente contaminadas com bactérias, vírus ou fungos, expondo técnicos e pacientes ao risco de contrair doenças se elas não forem desinfetadas^{6,38}. Assim, para o controle da infecção cruzada, a desinfecção das próteses deveria ser realizada pelo cirurgião-dentista antes de serem enviadas ao laboratório e também ao retomarem para o consultório, visando a eliminação ou a diminuição dos microrganismos^{16,58}.

Entretanto, Powell et al.⁵⁸ verificaram que 67% dos trabalhos enviados do consultório para o laboratório, como moldes, próteses, coroas e registros, apresentavam microrganismos patogênicos das espécies *Enterobacter cloacae*, *Pseudomona aeruginosa* e *Klebsiella oxytoca*. Katberg Jr.³⁹ observou pouca contaminação das próteses após a demuflagem, sugerindo que ela ocorre nos procedimentos de acabamento e polimento. O estudo de Williams et al.⁷⁶ demonstrou que tanto a pedra-pomes reutilizada como as próteses polidas com a pedra-pomes contaminada podem apresentar também uma variedade de microrganismos que não pertencem à microbiota bucal, tais como *Acinetobacter*, *Bacillus*, *Pseudomonas*, *Alcaligenes*, *Micrococcus*, *Enterobacter* e *Moraxellae*. Os autores ainda observaram que, na presença de uma ferida cirúrgica, como ocorre quando da colocação de prótese imediata, a transmissão de microrganismos como o *Bacillus* pode aumentar o risco de infecções graves como a endocardite bacteriana.

A utilização de substâncias químicas desinfetantes constitui um dos métodos recomendados para prevenir a contaminação cruzada antes e após a inserção da prótese na cavidade bucal^{18,39}. Entre as soluções indicadas para a desinfecção estão os compostos à base de cloro, como o hipoclorito de sódio a 5,25%, as soluções de glutaraldeído a 2% e os iodóforos com 1% de iodo⁴⁵. Uma solução ideal deveria inativar os microrganismos e, ao mesmo tempo, ser biologicamente compatível e não causar efeitos adversos sobre os materiais que compõem a prótese. No entanto, estudos têm demonstrado que o hipoclorito de sódio a 5,25% pode causar corrosão nos componentes metálicos da prótese e ocasionar o branqueamento das bases acrílicas^{18,47,64}. O glutaraldeído pode levar ao manchamento da resina acrílica, além de causar efeito irritante aos tecidos bucais ao ficar impregnado nas porosidades da resina^{45,46,64}. Os iodóforos podem manchar ou branquear as superfícies de resina acrílica⁶⁴.

Soluções biologicamente compatíveis, como a clorexidina e os agentes de limpeza à base de peróxido alcalino, também têm sido sugeridas para o controle de infecções causadas por bactérias e fungos⁵⁰. Pavarina et al.⁵³ verificaram que a clorexidina a 4% e o perborato sódico monohidratado Amosan inativaram microrganismos presentes na prótese, enquanto o Biocide não foi efetivo.

Como observado anteriormente, os métodos para o controle da infecção cruzada não deveriam influenciar negativamente as propriedades dos materiais envolvidos. Assim, em um estudo adicional utilizando os mesmos desinfetantes, Pavarina et al.⁵² constataram que o perborato sódico monohidratado reduziu a dureza da resina de base Lucitone 550. Azevedo et

al.* observaram alteração significativa na dureza da resina para reembasamento Duraliner após sete dias de imersão na solução de clorexidina a 4% ou em hipoclorito a 1%.

Considerando a baixa efetividade de algumas soluções desinfetantes, bem como seus efeitos adversos sobre as propriedades dos materiais utilizados em prótese, a energia de microondas tem sido utilizada como alternativa aos métodos convencionais de esterilização e tem sido indicada como método de desinfecção para próteses totais^{28,57}. Roher e Bulard⁵⁹ verificaram a efetividade desse método de desinfecção em próteses contaminadas com *S. epidermis*, *S. aureus*, *K. pneumonia*, *B. subtilis* e *C. albicans* após 10 minutos de irradiação a 720 W, utilizando uma mesa com movimentos em três direções. Dixon et al.²⁸ verificaram que a irradiação por 5 minutos com potência máxima foi efetiva na inativação de *Candida albicans* em três reembasadores macios e uma resina acrílica termopolimerizável imersos em água. Webb et al.⁷⁵ observaram que a exposição de próteses, em meio úmido, em microondas eliminou o crescimento de *Candida albicans* e reduziu o crescimento de *S. gordonii*. As microondas também foram efetivas na desinfecção das resinas para reembasamento (Kooliner, Ufi Gel Hard e Tokuso Rebase) contaminadas com microrganismos patogênicos, utilizando um tempo de 6 minutos e potência de 650W, estando as amostras imersas em água⁴⁹. Além de ser eficaz contra os microrganismos, esse tipo de desinfecção não irrita os tecidos bucais – por essa razão, a desinfecção por microondas tem sido considerada um método simples e seguro. No entanto, para que esse tipo de desinfecção possa ser utilizado na prática clínica, os materiais constituintes das próteses não podem ser danificados.

* AZEVEDO, A. et al. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. Artigo enviado para publicação no Journal of Prosthodontics

Assim, estudos têm sido conduzidos para verificar a influência da utilização das microondas nas propriedades dos materiais. Perez et al.⁵⁴ avaliaram os efeitos da desinfecção em microondas e em perborato de sódio sobre a dureza das resinas Kooliner e Duraliner nos seguintes períodos: logo após a polimerização, após dois ciclos de desinfecção em microondas, após um ciclo diário em microondas durante sete dias e após sete dias de armazenamento em água. Os corpos-de-prova foram submetidos à desinfecção em microondas em uma potência de 650 W durante 6 minutos ou foram imersos em solução de perborato de sódio. Os autores observaram que, independentemente do período em que foram realizados, os procedimentos de desinfecção aumentaram os valores de dureza dos materiais testados. Em outro estudo⁵⁵, foi avaliado o efeito da desinfecção em microondas (650 W durante 6 minutos) sobre a estabilidade dimensional linear das resinas Kooliner e Ufi Gel Hard C em dois momentos diferentes: logo após dois ciclos de desinfecção e depois de sete ciclos. Os autores observaram que o procedimento de desinfecção promoveu contração nos materiais testados. Pavarina et al.* avaliaram o efeito da desinfecção em microondas (650 W durante 6 minutos) sobre a resistência à flexão de cinco resinas rígidas de reembasamento imediato (Kooliner, Duraliner II, Tokuso Rebase Fast, Ufi Gel Hard C e New Truliner) e de uma resina temopolimerizável para base de prótese (Lucitone 550). No estudo, os corpos-de-prova foram irradiados por dois e sete ciclos de desinfecção. Os resultados demonstraram que dois ciclos de desinfecção por microondas aumentaram significativamente a resistência à flexão dos materiais Kooliner e Lucitone 550. Além disso, foi observado aumento significativo da resistência à flexão da Kooliner e da New Truliner, após sete ciclos de desinfecção em microondas. Foi verificado, que sete ciclos de desinfecção reduziram a resistência à flexão da resina Duraliner II. Para a

*PAVARINA, A.C. et al. Effect of microwave disinfection on flexural strength of hard chairside reline resins. Artigo enviado para publicação no Journal of Dentistry

resina Ufi Gel Hard C, essa redução foi notada após dois ciclos de exposição às microondas, e também após sete ciclos. Posteriormente, Campanha et al.* investigaram o efeito da desinfecção por microondas (650 W durante 6 minutos) sobre a dureza Vickers de seis marcas de dentes artificiais (Dentron, Vipi Dent Plus, Postaris, Biolux, Trilux e Artplus). Os resultados demonstraram que os dentes artificiais avaliados, exceto o Dentron, apresentaram redução significativa na dureza após dois ciclos de desinfecção em microondas.

A resistência de união entre dentes artificiais e resinas para bases de próteses é uma das propriedades que também deve ser analisada, considerando que as fraturas e os deslocamentos de dentes são as falhas mais comuns encontradas nas próteses removíveis parciais ou totais²⁴. Esse tipo de falha tem sido atribuído à incompatibilidade entre a superfície do dente artificial e a interface da base de resina acrílica, à contaminação dessa superfície, à diferença na composição das resinas e dos dentes artificiais, às falhas durante a manipulação laboratorial e às modificações realizadas na interface dos dentes artificiais, tais como aplicação de monômero e confecção de retenções adicionais^{19,23,40}. Vários estudos foram realizados para verificar a resistência de união entre dentes artificiais e bases de próteses utilizando várias composições e marcas comerciais de dentes artificiais e de resinas de base e diferentes tratamentos de superfícies^{1,13,15,17,21,22,25,26,29,30,34,48,60,72,78}. Entretanto, nenhum estudo sobre a influência de desinfecções por energia de microondas na interface dente/resina de base foi encontrado.

* CAMPANHA, N.H. et al. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. Artigo enviado para publicação no Journal of Prosthetic Dentistry

Introdução

Assim, julgou-se oportuno avaliar o efeito de desinfecções com energia de microondas sobre a resistência de união entre dentes artificiais e resinas para bases de prótese.

2 Revisão da Literatura

Com o objetivo de facilitar a compreensão, o presente capítulo apresentará os trabalhos revistos divididos em tópicos conforme o assunto relacionado:

2.1 - contaminação cruzada e desinfecção, 2.2 - liberação de monômero residual e

2.3 - resistência de união.

2.1 Contaminação Cruzada e Desinfecção

Katberg Jr.³⁹, em 1974, realizou um estudo para determinar a presença de contaminação bacteriana em próteses totais, durante a fase de acabamento no laboratório de prótese. As próteses foram demufladas, semeadas em placas de Petri e polidas com pedra-pomes. Em seguida, metade das próteses foi imersa em compostos quaternários de cloro e amônio por 15 minutos e a outra metade não foi desinfetada. Os resultados evidenciaram que houve redução do número de colônias viáveis para as próteses imersas em solução desinfetante. Por outro lado, a pedra-pomes sempre apresentou contaminação. Além disso, foi observada pouca contaminação após a demuflagem, sugerindo que a incorporação de microrganismos ocorreu nos procedimentos subsequentes a essa fase. As possíveis causas da contaminação são: 1- ajuste e reparo de próteses; 2- as mãos, o nariz e a boca dos técnicos de laboratório; 3- os aerossóis e as substâncias contaminadas no laboratório; e 4- contaminação da água da torneira. O autor concluiu que os resultados obtidos indicam a presença de contaminação de paciente para paciente e de técnico para paciente via laboratório.

O objetivo do trabalho desenvolvido por **Olsen**⁵⁰, em 1975, foi verificar o efeito da clorexidina sobre a mucosa e os microrganismos presentes sobre as próteses. Para a avaliação foram realizadas culturas microbiológicas, observação clínica e fotográfica da presença de placa sobre a prótese e a mucosa, bem como dos sintomas clínicos de estomatite. Para o experimento, foram selecionados cinco pacientes com estomatite. Estes foram tratados, inicialmente por 14 dias, com uma combinação de Amphotericin B e com a imersão da prótese total em clorexidina 0,2% (Hibitane). Além disso, para prevenir a recorrência da doença, os pacientes foram instruídos a deixar a prótese na solução de clorexidina durante a noite por um período de 5 meses. O autor pôde observar que a reincidência não ocorreu, uma vez que não houve crescimento do fungo, porém ocorreu alteração da cor da prótese pelo efeito da clorexidina. Foi concluído que a escovação associada com a imersão na solução de clorexidina apresentou melhores resultados do que a escovação isoladamente. Além disso, verificou-se que a imersão por 2 horas na solução de hipoclorito de sódio a 0,60% foi efetiva na eliminação das manchas causadas pela clorexidina.

Kahn et al.³⁸, em 1982, verificaram ocorrência de contaminação microbiológica em próteses parciais removíveis durante o polimento com pedra-pomes e roda de pano e avaliaram métodos de tratamento para diminuir ou eliminar os microrganismos presentes. As próteses foram divididas em três grupos com 12 amostras cada um. No grupo 1, as próteses foram polidas por 1 minuto com roda de pano e pedra-pomes contaminadas, sendo em seguida, imersas em

recipiente com água destilada estéril. No grupo 2, as próteses foram lavadas com solução de *hexachlorophene* 3% por 1 minuto, polidas com pedra-pomes e roda de pano estéreis e armazenadas da mesma forma que o grupo 1. Já as próteses do grupo 3, foram imersas na solução desinfetante antes e após o polimento realizado como descrito no grupo 2. Os recipientes contendo água foram encaminhados ao laboratório para a realização de cultura e análise microbiológica das colônias desenvolvidas. De acordo com os resultados, no grupo 1 houve crescimento de microrganismos, como β hemolíticos *Streptococcus*, *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli* e *Candida albicans*. No grupo 2, houve crescimento em menor escala em três das 12 amostras. No grupo 3, não foi observado crescimento significativo de microrganismos. Os resultados evidenciaram que as técnicas de manipulação estéreis podem reduzir substancialmente a contaminação decorrente da utilização de pedra-pomes e roda de panos contaminadas. Esses microrganismos podem ser facilmente transmitidos de paciente para paciente por meio de um simples polimento, uma vez que próteses estéreis foram contaminadas durante esse procedimento. As próteses que não foram desinfetadas antes do polimento transmitiram um grande número de microrganismos.

As normas da **American Dental Association**¹⁸, em 1983, ressaltaram a importância da utilização dos agentes de limpeza e da desinfecção das próteses. O hipoclorito de sódio dissolve ou solubiliza o material orgânico e as proteínas presentes sobre a prótese, podendo ser utilizado como desinfetante. Os peróxidos apresentam a combinação de um agente como o perborato de sódio e um

detergente alcalino, como o fosfato trisódico. Quando esses componentes são acrescidos à água, é produzida uma solução alcalina de peróxido de hidrogênio. Além disso, nessa formulação são incorporados agentes oxidantes para proporcionarem ação de limpeza e remoção de manchas. No entanto, os agentes de limpeza podem causar efeitos adversos sobre alguns componentes das próteses, como acrílico de base, materiais reembasadores resilientes e estruturas metálicas das próteses parciais removíveis.

Roher e Bulard⁵⁹, em 1985, realizaram um estudo para avaliar a efetividade das microondas na redução da infecção cruzada entre consultório odontológico e laboratório de prótese. Os autores realizaram as experiências com microrganismos inoculados em tubos de ensaio contendo meio de Brain-(Heart Infusion), próteses com metal ou somente com resina acrílica, brocas metálicas e peça de mão. Os corpos-de-prova foram contaminados com 10^5 org/mL de cada um dos seguintes microrganismos: três tipos de bactérias não esporuladas (*S. aureus*, *S. epidermidis* e *K. pneumoniae*), uma bactéria aeróbica esporulada (*B. subtilis*), uma bactéria esporulada anaeróbica (*C. histolyticum*), um fungo (*C. albicans*) e dois vírus (pólio tipo 1 e herpes simplex tipo 1). Para as irradiações no forno de microondas, os corpos-de-prova foram ou não fixados a um dispositivo rotacional tridimensional desenvolvido pelos autores. Os corpos-de-prova contaminados foram submetidos às microondas a uma potência de 720 W, nos tempos experimentais de 0, 1, 3, 5, 8 e 10 minutos, e incubados a 37°C. A bactéria *B. subtilis* foi também inoculada em tiras de papel irradiadas por 20 minutos. O

crescimento dos microrganismos foi avaliado para todos os materiais após 24 e 48 horas pela análise da turvação do meio e do crescimento de colônias em placas de Petri. Para a irradiação das próteses, duas condições foram avaliadas para os testes de estabilidade dimensional: as próteses foram mantidas por 15 minutos em água ou a seco, antes de serem irradiadas. Segundo os autores, os resultados obtidos, quando o dispositivo rotacional tridimensional foi utilizado, evidenciaram maior efetividade no tratamento com microondas. Os tubos de ensaio contaminados com a mistura de quatro bactérias aeróbicas e *C. albicans* não demonstraram crescimento após 10 minutos de irradiação. A esterilização da bactéria esporulada anaeróbica *C. histolyticum* ocorreu após 3 minutos de irradiação. As tiras de papel com a bactéria esporulada aeróbica *B. subtilis* demonstraram esterilização apenas após 15 minutos de irradiação. As brocas dentárias, quando imersas em suspensão de quatro bactérias aeróbicas e expostas às microondas por 10 minutos, apresentaram esterilização. As peças de mão, contaminadas com a mesma suspensão bacteriana, foram esterilizadas após 10 minutos de irradiação. As próteses contaminadas com as suspensões individuais de quatro bactérias aeróbicas e do fungo apresentaram esterilização para todos os tipos de microrganismos testados após 8 minutos de exposição às microondas. Quando uma mistura de suspensões desses microrganismos foi utilizada, a esterilização das próteses foi observada após 10 minutos de irradiação. Não foram observadas alterações dimensionais tanto para as próteses imersas previamente em água quanto para as mantidas a seco e expostas às microondas por até 16 minutos. Para uma esterilização efetiva de materiais odontológicos, os

autores sugeriram a irradiação por microondas associada à utilização do dispositivo tridimensional desenvolvido nesse estudo.

Ainda no mesmo ano, **Williams et al.**⁷⁶ realizaram um estudo para quantificar e avaliar as espécies de bactérias presentes na pedra-pomes em quatro laboratórios de prótese. Dez amostras de pedra-pomes de cada laboratório avaliado foram coletadas, semeadas em placas de Petri e incubadas. A identificação das espécies foi realizada com base nos resultados de testes bioquímicos e das características morfológicas das colônias. Os autores observaram uma predominância de microrganismos patogênicos nas amostras de pedra-pomes, incluindo os gêneros *Bacillus*, *Acinetobacter*, *Micrococcus*, *Pseudomonas*, *Moraxellae* e *Alcaligenes*. Além disso, foram sugeridos alguns procedimentos para reduzir a contaminação nos laboratórios, como a utilização de doses únicas de pedra-pomes ou a mistura de pedra-pomes a uma solução desinfetante nos casos da utilização de roda de pano. Os autores enfatizaram que a contaminação é um fator a ser considerado especialmente nos casos de manipulação de próteses totais imediatas e de próteses pertencentes a pacientes com doenças crônicas debilitantes.

De acordo com **Merchant e Molinari**⁴⁶, em 1989, na odontologia, o maior obstáculo para a prevenção da infecção cruzada está na área de prótese, uma vez que muitos instrumentos e itens não podem ser facilmente esterilizados ou desinfetados. Os moldes e as próteses também representam riscos para as pessoas

que os manipulam após terem sido retirados da boca, visto que podem transmitir doenças infecto-contagiosas, como a hepatite B. Da mesma forma, as próteses que foram enviadas do laboratório para o consultório também podem transmitir doenças. A escolha do agente desinfetante para as próteses está em função dos itens a serem desinfetados, por exemplo: as soluções à base de hipoclorito são corrosivas e não devem ser utilizadas para próteses que contenham metal; o formaldeído e o glutaraldeído são irritantes para os tecidos e é difícil a sua remoção completa após a lavagem da prótese em água. Portanto, esses agentes não devem ser recomendados para acrílicos porosos, como próteses totais e removíveis. Os autores concluíram ressaltando que as próteses devem ser desinfetadas no consultório, antes de serem enviadas ao laboratório e, ao retornarem do laboratório, uma nova desinfecção deverá ser realizada no consultório.

Shen et al.⁶⁴, em 1989, avaliaram as propriedades mecânicas e a morfologia superficial de resinas acrílicas (termopolimerizável, autopolimerizável e fotopolimerizável) após a imersão em soluções desinfetantes (soluções de glutaraldeído). Foram selecionadas três resinas de base (Lucitone, Caulk Repar Kit, Triad) e duas soluções desinfetantes (Sporicidin, Cidex). Os corpos-de-prova confeccionados apenas com resina termopolimerizável possuíam as seguintes dimensões: 60 mm X 10 mm X 2,5 mm. Os demais corpos-de-prova foram confeccionados com 29 mm X 10 mm X 2,5 mm, para depois serem reembasados com as resinas autopolimerizável ou fotopolimerizável. Os corpos-de-prova de

resina termopolimerizável foram imersos em solução desinfetante de acordo com os seguintes tempos: 0, 10, 20 e 30 minutos, 1, 2, 8 e 12 horas. Para as amostras reembasadas, os tempos de imersão foram de 20 minutos, 1, 2 e 8 horas. Realizou-se o ensaio mecânico de flexão em três pontos. Em seguida, os corpos-de-prova foram observados em microscópio de luz. Os resultados indicaram que a resistência à flexão das amostras reembasadas foi alterada pelo tipo de desinfetante, pelo material reembasador e pela combinação desinfetante X tempo de imersão. Pela análise superficial, observou-se que de 8 a 12 horas, a superfície estava mais deteriorada, já apresentando fendas. Desta forma, os autores concluíram que o grau de influência da solução desinfetante dependerá da duração do tempo de imersão e do tipo de desinfetante utilizado.

Powell et al.⁵⁸, em 1990, avaliaram o potencial de propagação de infecção cruzada entre pacientes, equipe que trabalha nos consultórios odontológicos e técnicos de laboratório. Assim, eram realizadas coletas nas próteses totais, nos moldes, nos registros e nas coroas para determinar a presença e o tipo de microrganismos existente. As amostras selecionadas foram submetidas a um esfregão vigoroso com um “swab”. A seguir, os “swabs” foram mergulhados em um meio de cultura e submetidos a procedimentos laboratoriais para possibilitar o crescimento e a identificação dos microrganismos presentes. Os resultados indicaram que, em 67% das amostras estavam presentes bactérias patogênicas oportunistas, tais como as espécies *Enterobacter cloacae*, *Klebsiella oxytoca* e *Pseudomona aeruginosa*. De acordo com os autores, esses microrganismos, em

determinadas circunstâncias, como uma laceração na pele, podem ocasionar infecções. Além disso, observaram, com base nos resultados, que existe a possibilidade de transmissão de microrganismos patogênicos dos pacientes para os técnicos de laboratório. Dessa forma, ressaltaram a necessidade dos laboratórios e dos consultórios praticarem procedimentos adequados de desinfecção ou esterilização para prevenirem a infecção cruzada com microrganismos patogênicos.

Em um artigo de revisão de literatura, **Connor**¹⁶, em 1991, descreveu as medidas de controle de infecção especialmente relevantes para a prótese parcial removível. De acordo como o autor, houve um aumento na população de pacientes debilitados e imunocomprometidos (idade, quimioterapia e transplantes) que são submetidos ao tratamento com prótese. Conseqüentemente, esses pacientes são considerados de alto risco, devido ao seu potencial para transmitir doenças infecciosas, bem como à sua susceptibilidade para adquirir. Dessa forma, os profissionais devem considerar todos os pacientes como sendo de alto risco e adotar medidas de controle apropriadas para interromper a corrente da infecção. A confecção de próteses representa um meio possível de infecção, uma vez que, moldes, registros e próteses estão, freqüentemente, expostos à contaminação da cavidade oral do paciente. Além disso, muitos materiais utilizados na confecção das próteses apresentam potencial para transmitir doenças infecto-contagiosas e não podem ser esterilizados, devendo, portanto, ser desinfetados. Dessa forma, a manutenção da assepsia é essencial para prevenir a transmissão de bactérias, vírus

e fungos. Essa prevenção é especialmente importante nos casos de próteses imediatas e obturadores de implantes.

Molinari e Runnells⁴⁷, ainda em 1991, observaram que alguns produtos são somente desinfetantes, não promovendo a esterilização. De acordo com os autores, a efetividade da solução desinfetante depende: 1- da concentração e do tipo de microrganismo; 2- da concentração do desinfetante; 3- do tempo de exposição; e 4- da quantidade de detritos orgânicos acumulados. Afirmaram também que um desinfetante ideal deveria apresentar certos requisitos: 1- ter amplo espectro; 2- possuir ação rápida; 3- não ser afetado por fatores físicos, tais como sangue, saliva e matéria orgânica; 4- não ser tóxico; 5- apresentar compatibilidade de superfície, isto é, não se oxidar; 6- apresentar efeito residual sobre as superfícies tratadas; 7- ser de fácil utilização; e 8- ser inodoro e econômico. Os autores citaram também a classificação dos desinfetantes, de acordo com a sua atuação sobre os microrganismos, em três níveis: alto, intermediário e baixo. Um desinfetante de alto nível, como, por exemplo, a solução de glutaraldeído, seria capaz de inativar esporos de bactérias resistentes e outras formas bacterianas. Um desinfetante de nível intermediário, como os compostos à base de cloro, não inativaria esporos, porém destruiria outras formas resistentes, como o bacilo da tuberculose. Os desinfetantes de baixo nível apresentariam restrita atividade antimicrobiana e, nesse grupo incluem-se os compostos quaternários de amônia, fenóis simples e detergentes que, embora possam inativar certos vírus, não destroem o bacilo da tuberculose e os fungos.

As próteses enviadas ao laboratório encontram-se contaminadas com bactérias, vírus e fungos, expondo técnicos e pacientes ao risco de contrair doenças. Procurando solucionar esse problema, **Brace e Plummer**⁶, em 1993, realizaram uma análise microbiológica da desinfecção de 22 próteses utilizadas por pacientes. Na primeira fase do estudo, 11 próteses foram retiradas da cavidade oral dos pacientes, colocadas diretamente num recipiente autoclavado contendo solução salina estéril e incubadas. Em seguida, as próteses foram imersas em solução de dióxido de cloro (Alcide LD) durante 3 minutos, conforme as recomendações do fabricante. Essas próteses foram novamente colocadas em solução salina e amostras foram coletadas para a realização da cultura. Na segunda fase do estudo, foi realizada cultura nas outras 11 próteses. Essas foram escovadas com solução de clorexidina a 4% visando remover os resíduos orgânicos. Logo após, essas próteses foram imersas em solução de dióxido de cloro por 3 minutos, lavadas em água estéril e colocadas em solução salina para a realização de uma nova cultura por um período de 48 horas. Os resultados mostraram que todas as culturas apresentaram crescimento positivo antes da desinfecção, porém, após esse procedimento, não foi verificado desenvolvimento de microrganismos. Além disso, verificou-se crescimento positivo em todas as culturas do grupo controle. Ainda, de acordo com os resultados, todas as próteses retiradas da boca estavam contaminadas e a desinfecção com Alcide D foi efetiva na redução do número de microrganismos presentes nessas próteses. No entanto, a imersão sem a escovação não é recomendada, pois, se a prótese estiver contaminada com resíduos orgânicos, não poderá ser desinfetada com sucesso.

Portanto, os autores aconselham para a desinfecção das próteses, uma escovação com solução de clorexidina a 4% por 15 segundos, seguida da imersão em solução de dióxido de cloro por 3 minutos.

Polysois et al.⁵⁷, em 1995, avaliaram os efeitos dos métodos de desinfecção por meio de glutaraldeído e microondas na estabilidade dimensional, na dureza e nas propriedades flexurais (deflexão, módulo e resistência) de uma resina para base de prótese. Sessenta corpos-de-prova (65 mm X 10 mm X 2,5 mm) foram confeccionados em resina termopolimerizável (Paladon 65), polimerizados em microondas a 500 W por 3 minutos e então armazenados em água por 24 horas a 37°C antes da desinfecção. Para a desinfecção em glutaraldeído, os corpos-de-prova foram imersos em solução de glutaraldeído alcalino a 2% (Cidex-7) por 1 hora ou 12 horas. Para a desinfecção em microondas, os corpos-de-prova foram irradiados a 500 W por 3 ou 15 minutos. Durante a irradiação, um béquer com 150 mL de água foi colocado no interior do forno. Os corpos-de-prova utilizados como controle foram imersos em água por 1 hora ou 12 horas. Dez amostras foram confeccionadas para cada grupo. Após os procedimentos experimentais, cada corpo-de-prova foi analisado quanto à estabilidade dimensional, aos ensaios de flexão e à dureza respectivamente. Os resultados revelaram que não houve alterações significativas nas propriedades mecânicas avaliadas para os corpos-de-prova do grupo controle. Foi observado que os procedimentos de desinfecção testados (microondas ou imersão em glutaraldeído) promoveram alterações dimensionais lineares em todos os corpos-

de-prova. Entretanto, essas alterações dimensionais não foram consideradas clinicamente significantes. As propriedades flexurais (resistência, módulo e deflexão) não foram alteradas pelos procedimentos de desinfecção. Além disso, as amostras irradiadas apresentaram aumento nos valores de dureza comparadas às amostras do grupo controle. Por outro lado, 1 hora de imersão em glutaraldeído resultou em redução nos valores médios de dureza quando em comparação ao grupo controle. No entanto, as alterações de dureza para os três grupos avaliados não foram consideradas clinicamente significantes. Os autores concluíram que a irradiação por microondas e a imersão em glutaraldeído podem ser indicadas como métodos de desinfecção de resinas acrílicas e sugeriram a utilização do microondas como energia viável, efetiva e rápida para a desinfecção de próteses.

De acordo com **Merchant**⁴⁵, em 1997, as próteses devem ser apropriadamente limpas antes da desinfecção. Para isso, se faz necessária a escovação com agente anti-séptico ou a limpeza em ultra-som antes da desinfecção. As próteses parciais removíveis devem ser imersas em solução à base de cloro ou em iodóforo. Para as próteses fixas, pode-se utilizar o glutaraldeído, uma solução à base de cloro ou um iodóforo. Os desinfetantes devem ser cuidadosamente removidos após a desinfecção, principalmente o glutaraldeído, que é extremamente tóxico e deve ser manipulado com cuidado. Deve-se considerar que as próteses enviadas aos laboratórios para reparos estão extremamente contaminadas e podem transmitir microrganismos patogênicos para o laboratório. Dessa forma, elas precisam ser apropriadamente desinfetadas ao

serem enviadas ao laboratório e ao retornarem para o consultório. Além disso, são necessários cuidados adicionais, uma vez que a resina acrílica é porosa e, muitas vezes, pode não ser adequadamente desinfetada. De acordo com a autora, a desinfecção deve ser realizada da seguinte forma: 1- a prótese deve ser cuidadosamente escovada com agente anti-séptico ou colocada no ultra-som; 2- a seguir, deve ser armazenada em solução de hipoclorito de sódio ou em iodóforo por 10 minutos, sendo a solução descartada; 3- a prótese deve ser lavada abundantemente com água para remoção do desinfetante residual. Além disso, se o técnico for realizar algum tipo de reparo, deverá utilizar roupas e acessórios apropriados, como óculos, luvas, gorros etc. A autora sugeriu ainda, que nos laboratórios de prótese deve haver áreas reservadas para reparos e que os equipamentos e os instrumentos devem ser desinfetados entre os procedimentos.

Webb et al.⁷⁵, em 1998, avaliaram a efetividade das microondas e do hipoclorito de sódio na desinfecção de próteses. Próteses totais superiores foram confeccionadas em resina acrílica e esterilizadas em autoclave. Dez próteses foram inoculadas com *C. albicans* e dez com *S. gordonii* e incubadas em banho de ultra-som por 48 horas a 37°C. A seguir, cinco próteses foram imersas por 8 horas em solução de hipoclorito de sódio a 1%, a 0,2% ou a 0,0125%. As outras cinco selecionadas como controle, foram imersas em solução salina. Todas as próteses foram submetidas à cultura em placas de Petri. Algumas amostras em resina acrílica de cada condição foram preparadas para microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os resultados evidenciaram que a irradiação em microondas

por 6 minutos foi efetiva para eliminar o crescimento de *C. albicans* e *S. gordonii*, apesar desse procedimento não remover os microrganismos não-viáveis das superfícies das próteses conforme observado nas fotomicrografias. Além disso, a imersão das próteses por 8 horas em hipoclorito de sódio nas concentrações de 0,02 e 0,0125% eliminou o crescimento de *C. albicans* e reduziu o crescimento de *S. gordonii* pela remoção dos microrganismos da superfície das amostras, como observado nas análises em MEV. Dessa forma, os autores indicaram que a irradiação em microondas por 6 minutos poderia ser mais efetiva para a esterilização de próteses do que a imersão em hipoclorito de sódio, apesar de nenhum procedimento efetivamente eliminar todos os microrganismos das superfícies das próteses.

Em 1999, **Dixon et al.**²⁸ avaliaram a efetividade da irradiação por microondas na desinfecção de resinas acrílicas contaminadas com *C. albicans* e seu efeito sobre a dureza dos materiais. Foram utilizados três resinas reembasadoras e uma resina termopolimerizável. Na fase 1 do experimento, os corpos-de-prova, 48 horas depois de serem inoculados com *C. albicans*, foram irradiados a seco por 5 minutos. Para a fase 2, os corpos-de-prova foram irradiados a seco pelos tempos de exposição de 10 ou 15 minutos, sendo em seguida, submetidos ao ensaio de dureza. Já na fase 3, os corpos-de-prova foram imersos em água e irradiados por 5 minutos em potência máxima. Esses corpos-de-prova foram irradiados cinco vezes para observação do efeito da irradiação sobre a dureza. De acordo com os resultados, a irradiação a seco por 5 minutos

não esterilizou nenhum dos materiais avaliados. Além disso, os corpos-de-prova não imersos e irradiados por 10 e 15 minutos não foram eficientemente esterilizados para todos os materiais avaliados. Entretanto, uma esterilização efetiva foi observada somente após irradiação em microondas por 5 minutos quando os corpos-de-prova foram imersos em água. As cinco irradiações sucessivas de um mesmo corpo-de-prova resultaram em alteração significativa na dureza de um dos materiais reembasadores. Os autores concluíram que 5 minutos de irradiação foram suficientes para eliminar *C. albicans* desde que os materiais estivessem imersos em água durante o procedimento de irradiação.

Pavarina⁵², em 2000, verificou a influência de soluções desinfetantes (hipoclorito de sódio a 1%, clorexidina a 4% e perborato de sódio) sobre as propriedades mecânicas (resistência à flexão e dureza) e características superficiais de duas resinas acrílicas (QC20 e Lucitone 550). As resinas foram polimerizadas de acordo com as instruções dos fabricantes, polidas e imersas em água a 37°C por 48 horas antes da desinfecção (Grupo I). O procedimento de desinfecção constou das seguintes etapas: (a) imersão em clorexidina a 4% por 1 minuto; (b) imersão em solução desinfetante (Amosan – Grupo II; clorexidina a 4% – Grupo III; hipoclorito de sódio a 1% – Grupo IV) e, (c) imersão em água por 3 minutos. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ciclo de desinfecção por duas vezes, simulando a desinfecção ao ser enviada ao laboratório e ao retornar para o consultório. As amostras do grupo controle foram imersas em água durante o mesmo período de tempo da desinfecção (Grupo V). Para o ensaio de dureza e

microscopia eletrônica, outro grupo foi incluído (Grupo VI), sendo os testes realizados após o polimento e imediatamente antes da imersão em água. Dez amostras foram confeccionadas para cada grupo. A resistência transversa foi verificada por meio de um teste de flexão em três pontos e as características superficiais foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados evidenciaram que: 1- as resinas não apresentaram alterações na resistência a flexão em nenhuma das condições testadas, porém a resina Lucitone 550 apresentou valores de resistência a flexão maiores do que a resina QC20; 2- as duas resinas avaliadas apresentaram valores de dureza menores após a armazenagem em água, sendo os valores de dureza da resina QC20 maiores que os da resina Lucitone 550; 3- as soluções desinfetantes testadas não promoveram alterações na dureza da resina QC20; 4- o Amosan promoveu redução nos valores de dureza da resina Lucitone 550 e 5- as características superficiais das resinas estudadas não apresentaram alterações significativas após a imersão nas soluções desinfetantes ou na água (Grupo V).

Em 2002, **Perez et al.**⁵⁴ avaliaram o efeito de dois diferentes métodos de desinfecção sobre a dureza e a rugosidade de duas resinas reembasadoras (Kooliner e Duraliner II). Para cada material, foram confeccionados 48 corpos-de-prova (10 mm X 10 mm X 1mm), conforme as instruções dos fabricantes. A desinfecção em microondas foi realizada com os corpos-de-prova imersos em água (650 W por 6 minutos). Já, a desinfecção química incluiu escovação com clorexidina a 4% por 1 minuto, seguida da imersão em solução de perborato de

sódio por 10 minutos. Os valores de dureza Vickers (VHN) foram obtidos no aparelho Micromet 2103 e a rugosidade (Ra), em rugosímetro. As amostras foram divididas em seis grupos: grupo I – amostras apenas imersas em água a 37°C por 48 horas; grupo II – amostras armazenadas da mesma forma que o grupo I, seguida da desinfecção em microondas; grupo III – amostras imersas em água a 37°C por 48 horas e desinfetadas quimicamente; grupo IV – amostras que não foram armazenadas em água e nem sofreram desinfecção, sendo realizados os testes logo depois da polimerização; grupo V – amostras não armazenadas em água, mas com desinfecção em microondas; grupo VI – como o grupo V, mas com desinfecção química. Os resultados demonstraram que os métodos de desinfecção aumentaram a dureza dos dois materiais e, quando realizados sem o armazenamento prévio em água, também resultaram em aumento da rugosidade.

Ainda em 2002, **Perez et al.**⁵⁵ avaliaram a estabilidade dimensional das resinas para reembasamento imediato Kooliner e Ufi Gel Hard C após desinfecção em microondas (650 W por 6 minutos). As amostras foram confeccionadas utilizando-se uma matriz circular metálica (50 mm X 0,5 mm) com pontos de referência. As distâncias entre esses pontos foram mensuradas com projetor de perfil Nikon. A diferença entre a dimensão linear de cada amostra e as mensurações feitas na matriz foi calculada e expressa em porcentagem de alteração. As amostras foram divididas em quatro grupos, conforme o momento de mensuração da estabilidade dimensional: I – imediatamente após a polimerização; II – após dois ciclos de desinfecção em microondas; III – após sete

dias de armazenamento em água a 37°C e IV – após sete ciclos de desinfecção em microondas, sendo realizado um ciclo por dia e estando as amostras imersas em água a 37°C entre os ciclos. Os resultados mostraram que as duas resinas apresentaram contração após a polimerização. O material Kooliner apresentou contração adicional após armazenamento em água e após os ciclos de desinfecção. Para a resina Ufi Gel Hard C, a média obtida após dois ciclos de desinfecção foi significativamente maior do que a dos grupos que não foram desinfetados. Os autores concluíram que a estabilidade dimensional das resinas avaliadas foi afetada pela desinfecção realizada em microondas, já que foi observado aumento na contração.

Em 2003, **Neppelenbroek et al.**⁴⁹ verificaram a efetividade da irradiação em microondas na esterilização de resinas acrílicas para reembasamento imediato. Para isso, três resinas foram utilizadas (Kooliner, Tokuso Rebase Fast e Ufi Gel Hard C). Oitenta corpos-de-prova de cada resina foram confeccionados nas dimensões de 10 mm X 10 mm X 1 mm e submetidos à esterilização por óxido de etileno. Posteriormente, as amostras foram individualmente inoculadas com os microrganismos selecionados para pesquisa (*C albicans*, *S aureus*, *B subtilis* e *P aeruginosa*). Após inoculação, 40 corpos-de-prova de cada material foram imersos em 200 mL de água e submetidos à irradiação em microondas por 6 minutos a 650 W. Os outros 40 corpos-de-prova de cada material foram usados como controle positivo. Pela análise dos resultados, todos os corpos-de-prova submetidos por 6 minutos de irradiação a 650 W mostraram-se livres de microrganismos, sem evidência de crescimento após 48 horas e 7 dias. As

amostras do controle positivo mostraram crescimento de microrganismos após 48 horas de incubação. Portanto, todos os corpos-de-prova imersos em água foram esterilizados pelas microondas a 650 W por 6 minutos.

No mesmo ano, **Pavarina et al.**⁵³ avaliaram a efetividade de um protocolo para limpeza e desinfecção de próteses dentais. Foram selecionados 32 pacientes, perfazendo um total de 64 próteses removíveis que já tinham sido utilizadas por no mínimo 6 meses. Foram obtidas culturas no momento da remoção das próteses da boca do paciente, as quais foram incubadas a $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ por 24 horas. O meio de cultura foi observado para determinar a presença de crescimento microbiológico. Anteriormente à desinfecção, o material orgânico presente nas próteses foi eliminado por escovação com clorexidina a 4% por 1 minuto e as próteses foram lavadas durante 1 minuto em água estéril. Em seguida, as próteses foram imersas durante 10 minutos, em 200 mL de uma das seguintes soluções: A) gluconato de clorexidina 4%; B) hipoclorito de sódio 1%; C) Biocide 0,48% e D) Amosan 3,78%. Os autores observaram que o uso da escovação com clorexidina associada com Amosan, gluconato de clorexidina 4% ou hipoclorito de sódio 1% foi efetivo na redução dos microrganismos. Tal protocolo mostrou-se adequado para a prevenção da contaminação cruzada.

Azevedo et al.* avaliaram o efeito do hipoclorito de sódio a 1% e da clorexidina a 4% na dureza e na rugosidade de duas resinas de reembasamento (Duraliner II e Kooliner) e de uma resina termopolimerizável (Lucitone 550). Foram confeccionados 60 corpos-de-prova seguindo as recomendações dos fabricantes. Para a resina Duraliner II, foram obtidas mais 60 amostras, as quais foram submetidas a um tratamento térmico (10 minutos em água a 55°C) conforme recomendado pelo fabricante para a diminuição dos níveis de monômero residual. Todas as amostras foram armazenadas em água a 37°C por 48 horas antes da realização da desinfecção. Em seguida, as amostras foram imersas nas soluções desinfetantes (hipoclorito de sódio a 1% e clorexidina a 4%) por 10 minutos. Foram realizadas quatro mensurações de dureza Vickers (VHN) e de rugosidade ($R_a - \mu m$) em cada corpo-de-prova: antes da imersão em água (controle), após a imersão em água, após a desinfecção e após 7 dias de imersão em solução desinfetante. Adicionalmente, oito corpos-de-prova de cada material foram preparados e testados antes (controle) e após o armazenamento em água a 37°C por 7 dias. Os dados foram analisados usando análise de variância, teste de Tukey e teste t de Student. Para as resinas Kooliner e Lucitone 550, não foram observadas alterações na dureza após a desinfecção ou após 7 dias de imersão, independentemente da solução utilizada. Já para a resina Duraliner II, ocorreu um aumento significativo na dureza dos corpos-de-prova após imersão nas soluções desinfetantes por 7 dias. Quanto à rugosidade, não foram observadas alterações

*AZEVEDO, A. et al. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. Artigo enviado para publicação no Journal of Prosthodontics

nesta propriedade depois da desinfecção ou do armazenamento em água por 7 dias. Os autores concluíram que as soluções desinfetantes não causaram danos a dureza e a rugosidade para as resinas avaliadas.

Campanha et al.* avaliaram o efeito da esterilização em microondas (650 W por 6 minutos) sobre a dureza Vickers de seis marcas comerciais de dentes (Dentron, Vipi Dent Plus, Postaris, Biolux, Trilux e Artplus). Foram incluídos 32 molares de cada marca comercial em tubos de PVC com resina termopolimerizável. A superfície oclusal dos dentes foi desgastada com lixas e polida. Os dentes foram divididos em quatro grupos, de acordo com o momento de realização da leitura de dureza: GI – após o polimento; GII – após dois ciclos de esterilização; GIII- após saturação em água por 90 dias e GIV – após saturação seguida de dois ciclos de esterilização. Foram realizadas oito leituras de dureza por dente. Os resultados mostraram que os dentes artificiais avaliados, exceto o Dentron, apresentaram redução significativa na dureza após dois ciclos de desinfecção em microondas. Para a maioria dos dentes, não foram observadas diferenças nos valores de dureza após esterilização em microondas, após saturação em água e após saturação seguida por esterilização.

*CAMPANHA, N.H. et al. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin teeth. Artigo enviado para publicação no Journal of Prosthetic Dentistry

O efeito da desinfecção em microondas (650 W por 6 minutos) sobre a resistência à flexão de cinco resinas autopolimerizáveis (Kooliner, Duraliner II, Tokuso Rebase Fast, Ufi Gel Hard e New Truliner) e uma resina termopolimerizável (Lucitone 550) foi avaliado por **Pavarina et al.*** Foram confeccionados corpos-de-prova nas seguintes dimensões: 3,3 mm X 10 mm X 64 mm. O teste de flexão foi realizado em momentos distintos: G1 – logo após a polimerização; G2 – após dois ciclos de desinfecção em microondas; G3 – depois de 7 dias de armazenamento em água a 37°C e G4 – após um ciclo diário de desinfecção durante 7 dias. Os ensaios de flexão foram realizados em máquina MTS-810, com velocidade constante de 5 mm/min. Os resultados mostraram que dois ciclos de desinfecção em microondas ocasionaram aumento significativo na resistência à flexão das resinas Kooliner e Lucitone 550. Para as resinas Kooliner e New Truliner foi observado um aumento significativo na resistência à flexão após sete ciclos de desinfecção. Já a resistência dos materiais Ufi Gel Hard e Duraliner foi reduzida depois da desinfecção. A resina Tokuso Rebase Fast não foi alterada pelas desinfecções em microondas. Os autores concluíram que a desinfecção em microondas não promoveu efeito adverso na resistência à flexão de quatro dos seis materiais avaliados.

*PAVARINA, A.C. et al. Effect of microwave disinfection on flexural strength of hard chairside relined resins. Artigo enviado para publicação no Journal of Dentistry

2.2 *Liberação de monômero residual*

Smith e Bains⁶⁵, em 1956, realizaram uma pesquisa para avaliar a concentração de monômero residual nas resinas para base de prótese. De acordo com os autores, a presença de monômero residual após a polimerização pode comprometer as propriedades mecânicas da prótese, além de causar irritação à mucosa do paciente. Assim, a presença de monômero residual em resinas para base de prótese foi analisada quantitativa e qualitativamente, por meio de métodos químicos e físicos. Os resultados demonstraram, que apesar do monômero residual ser rapidamente eliminado durante a imersão da resina em água, uma parte desse monômero permanece retido no interior do material. Segundo os autores, o monômero liberado na água estaria localizado na superfície do material, supondo-se que, mais no interior, seria obtida uma polimerização mais efetiva em função da temperatura exotérmica de polimerização. Sendo assim, moléculas de monômero residual permaneceriam retidas no interior do material, ao longo das cadeias poliméricas formadas durante o processo de polimerização e dificilmente seriam eliminadas. Contudo, mesmo havendo a possibilidade do monômero ser eliminado em água, as propriedades mecânicas podem ser comprometidas devido ao monômero retido. Nesse estudo, também foram observadas altas concentrações de monômero nas amostras polimerizadas a temperaturas mais baixas.

O objetivo do estudo de **Jagger**³⁷, em 1978, foi avaliar o efeito de diferentes ciclos de polimerização sobre o nível de monômero residual, a resistência à tração, a dureza e a absorção de água de uma resina acrílica para base de prótese (Kallodent 333). Nesse estudo, foram utilizados quatro ciclos de polimerização: 6 horas a 70°C; 14 horas a 70°C; 1 hora a 100°C e 7 horas a 100°C mais 1 hora a 100°C. Os resultados demonstraram que o ciclo em que a resina foi polimerizada por 1 hora a 100°C ocasionou alta decomposição inicial do peróxido de benzoíla, formando um polímero com grande número de cadeias, mas com baixo peso molecular. As propriedades de dureza e resistência à tração tiveram relação com a presença de monômero residual que, de acordo com o autor, causa efeito plastificante devido à redução das forças intermoleculares, permitindo maior deformação, quando são aplicadas forças sob o polímero. O autor constatou, ainda, que a conversão de monômero em polímero foi maior quando a temperatura final de polimerização aumentou de 70° para 100°C. Sendo assim, o pesquisador recomenda o uso do ciclo de polimerização de 7 horas a 100°C seguidas de 1 hora a 100°C, visto que a baixa temperatura inicial ajuda a prevenir a incidência de porosidade, além de possibilitar o aumento do peso molecular e o período final de 1 hora a 100°C permite a redução rápida de monômero residual.

Stafford et al.⁶⁶, em 1980, estudaram as propriedades físicas e mecânicas de cinco resinas de alta resistência e compararam esses materiais com uma resina termopolimerizável convencional, uma resina autopolimerizável, uma resina fluida e uma resina termopolimerizável de polimerização rápida. Com base nos resultados, os autores observaram pouca variação entre as propriedades mecânicas dos materiais. Apesar de todas as resinas apresentarem módulos de elasticidade semelhantes, a deflexão das resinas autopolimerizáveis foi menor do que a das termicamente ativadas, fraturando-se antes que a força de 50 N pudesse ser aplicada. A presença do agente de ligação cruzada etilenoglicol dimetacrilato nas resinas termoativadas promoveu maior resistência à propagação de trincas durante os testes, além de maior rigidez dos materiais. Assim, a inclusão de agentes de ligação cruzada nas resinas autopolimerizáveis seria benéfica, visto que esse tipo de resina apresentou os maiores níveis de monômero residual (4%), o qual promove efeito plastificante nos materiais. Foi verificado ainda que, quanto maiores as temperaturas de polimerização, menores foram os níveis de monômero residual observados, indicando que os ciclos de polimerização deveriam incluir o aquecimento da resina a 100°C. A dureza e os valores de escoamento de todas as resinas foram similares aos da resina Impact.

Lamb et al.⁴², em 1982, realizaram um estudo para avaliar a quantidade de monômero residual em resina autopolimerizável. Assim, corpos-de-prova foram confeccionados com temperaturas de polimerização de 22°C e 55°C por períodos de 5 a 30 minutos. Para a análise da quantidade de monômero residual, as

amostras foram armazenadas em água destilada por diferentes tempos, tendo sido as soluções analisadas em espectrofotômetro. Os resultados mostraram que a concentração de monômero residual foi reduzida por dois processos: 1) difusão do monômero em água e 2) polimerização adicional do monômero dentro da massa de resina. Os resultados mostraram, ainda, que o monômero residual pode ser minimizado se as resinas quimicamente ativadas forem polimerizadas em temperaturas mínimas de 55°C e que a difusão completa do monômero em água (99%) foi obtida quando as amostras foram armazenadas por 14 dias a 22°C ou por 7 dias a 37°C. Com relação à espessura, as amostras mais finas (24 µm) apresentaram difusão mais rápida do monômero quando comparadas às amostras de espessuras semelhantes àquela das próteses. Pelos resultados obtidos, os autores sugerem que a concentração de monômero residual poderia ser reduzida por meio de dois fenômenos: difusão do monômero e a indução de polimerização complementar devido à presença de radicais livres.

Lamb et al.⁴³, em 1983, analisaram o efeito da proporção pó/líquido, das variações na temperatura de polimerização e armazenagem, além de avaliar a função da camada de oxigênio sobre os níveis de monômero residual de uma resina acrílica autopolimerizável (Simplex Rapid). Corpos-de-prova foram polimerizados sob pressão, utilizando duas temperaturas de polimerização (22°C e 55°C). Todas as amostras foram armazenadas a 22°C, 37°C e 50°C. Segundo os autores, as resinas acrílicas são, na maioria das vezes, formadas pela mistura de um polímero, contendo peróxido de benzoíla, com um monômero contendo um

catalisador, como por exemplo, uma amina terciária. Após a mistura, o peróxido se decompõe rapidamente sendo que, mesmo em temperatura ambiente, ocorre a formação de uma quantidade significativa de radicais livres que promoverão a polimerização do monômero. Em relação à proporção pó/líquido, os resultados mostraram que as resinas preparadas com uma proporção alta de 5:3 apresentaram dosagens significativamente menores de monômero residual quando comparadas àquelas preparadas com uma proporção baixa de 4:3. Analisando-se a quantidade de monômero residual logo após a polimerização, observou-se que o nível de monômero foi maior para as amostras polimerizadas a 22°C quando comparado ao daquelas polimerizadas a 55°C. Após 3 dias de armazenagem, os níveis de monômero residual foram reduzidos e houve uma inversão de valores devido a maior velocidade de perda de monômero das amostras polimerizadas a 22°C. Dessa forma, após esse período, as amostras polimerizadas a 55°C apresentaram os maiores valores de monômero residual. Pôde-se observar também, que os corpos-de-prova que foram mantidos em contato com o ar atmosférico apresentaram níveis inferiores de monômero residual comparados àqueles mantidos em ausência de ar. Os autores concluíram que os radicais livres presentes na resina autopolimerizável, após a polimerização inicial, são os principais responsáveis pela redução da concentração de monômero residual ao longo do tempo. Além disso, a elevação da temperatura possibilita condições mais favoráveis para a difusão de moléculas de monômero em direção aos radicais livres, resultando em polimerização adicional.

A utilização da irradiação por microondas para a polimerização de resinas acrílicas foi descrita por **De Clerck**²⁷, em 1987. O autor considerou que a polimerização da resina mais comumente utilizada na confecção de próteses dentárias, o polimetacrilato de metila, requer a ativação de um iniciador (peróxido de benzoíla). Ocorre a decomposição do iniciador formando os primeiros radicais livres responsáveis pelo início da polimerização em cadeia, em temperaturas acima de 60°C. Resinas polimerizadas em temperaturas próximas à da ebulição do monômero (100,8°C) apresentam altos níveis de porosidade, sendo que tal temperatura é facilmente atingida quando o calor interno gerado pela reação exotérmica da resina não é eliminado eficazmente. Para evitar porosidade, podemos utilizar ciclos com temperaturas mais baixas com períodos longos, evitando que o meio externo fique mais quente que no interior da mufla, possibilitando assim, a eliminação do calor. Porém, se o calor necessário à quebra do peróxido de benzoíla em radicais livres (60°C) pudesse ser gerado dentro da própria resina, a temperatura no exterior da mufla poderia se manter baixa. Dessa forma, o calor da reação de polimerização poderia ser eliminado com maior eficiência, minimizando-se os riscos de porosidade na resina acrílica. As microondas são ondas eletromagnéticas que podem ser utilizadas para gerar calor no interior das resinas acrílicas. Realizando testes simples, o autor observou que 3 minutos e 30 segundos são suficientes para que ocorra ebulição de monômero. Notou também que o polímero e o monômero misturados, em porções de 3 mg, prensados na fase plástica, iniciaram a polimerização em 4 minutos em microondas estando completamente polimerizados em 8 minutos. Além disso,

observou que a quantidade de monômero residual é menor com a polimerização pelas microondas quando comparada com o método convencional. Isso ocorre porque as microondas geram movimentos de alta frequência das moléculas de monômero, causando um aumento do calor interno e, conseqüentemente, maior conversão de monômero em polímero. Portanto, o menor tempo e a menor quantidade de monômero residual são algumas das vantagens da polimerização por meio de microondas.

Harrison e Huggett³², em 1992, realizaram um estudo utilizando vários tipos de resinas (AC RO, AC RO Mark 20, Acron Standard, Acron Rapid, Betacryl II, Croform Exten, De Trey QC 20, Doric, Fast-cure, LP 22, Meadway-super-cure, Meliodent, Metrocyl, Metrocyl LWT, Metrocyl Rapid Cure, Metocryl Universal, Minacryl Universal, Plastex, Rediolon Standard, Stellan 100, Trevalon, Trevalon C, Trevalon Hi, WHW) e diferentes ciclos de polimerização com o objetivo de estabelecer um ciclo de polimerização ideal para diferentes resinas acrílicas. Os corpos-de-prova de 65 mm X 40 mm X 5 mm foram confeccionados utilizando-se a técnica convencional termopolimerizável com uso de muflas e armazenados em água a 37°C por 23 horas. Em seguida, os corpos-de-prova foram expostos a temperatura de 23°C no ar por 1 hora anteriormente aos testes realizados com cromatografia gás-líquida. Os ciclos de polimerização avaliados foram: 1) 7 horas a 70°C; 2) 14 horas a 70°C; 3) 7 horas a 70°C + 1 hora a 100°C; 4) 14 horas a 70°C + 1 hora a 100°C; 5) colocação da mufla em água em ebulição, remoção do calor por 20 minutos e retorno da água

em ebulição por mais 10 minutos; 6) colocação da mufla em água em ebulição, retorno da água em ebulição, mufla na água em ebulição por mais 10 minutos; 7) temperatura acima de 100°C utilizando o sistema de calor a seco; 8) 7 horas a 60°C; 9) 7 horas a 60°C + 1 hora a 90°C; 10) colocação da mufla em água em ebulição, remoção do calor por 20 minutos e retorno da temperatura da água a 90°C por mais 5 minutos e 11) colocação da mufla em água em ebulição e retorno da temperatura da água a 90°C por 5 minutos. Os resultados mostraram que o ciclo ideal inclui 7 horas em água a 70°C associado a um aquecimento terminal por 1 hora a 100°C, resultando em máxima conversão do monômero residual. Por outro lado, o ciclo de 7 horas a 60°C e o ciclo de colocação da mufla em água em ebulição, retornando a temperatura da água para 90°C e mantendo-a por 5 minutos, mostraram alta concentração de monômero residual liberado, sendo assim contra-indicado para a polimerização de resinas acrílicas para base de próteses.

Sadamori et al.⁶¹, em 1994, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência da espessura e da localização da resina no interior da mufla sobre a quantidade de monômero residual liberada em três diferentes métodos de polimerização. Para tal estudo, padrões de cera quadrados com três espessuras diferentes (0,5, 1,5 e 4,5 mm) foram incluídos em mufla para a obtenção de moldes onde as resinas foram prensadas. Foram utilizadas as resinas: Bio Resin, Pour Resin e Acron MC. Cada resina utilizada foi submetida a um ciclo de polimerização. Assim, a Bio Resin permaneceu por 90 minutos em água a 70°C e

posteriormente por 30 minutos a 100°C. Para a resina Pour Resin, foi utilizada a técnica da resina fluida cujo tempo de polimerização foi de 15 minutos em água a 50°C sob pressão de 3,6 Kgf /cm². A Acron MC foi polimerizada por meio de microondas durante 3 minutos a 500W de potência. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram divididos em 25 regiões e algumas delas foram submetidas ao teste de cromatografia a gás para quantificar o monômero residual. Os resultados mostraram diferença significativa na quantidade de monômero residual em relação ao método de polimerização e à espessura. Quanto ao método de polimerização, a técnica da resina fluida apresentou maior quantidade de monômero residual do que o método convencional que, por sua vez, apresentou maior quantidade que o método de utilização de microondas. Em relação à espessura da resina verificou-se que, quanto mais espessa, menor a quantidade de monômero residual. Segundo o autor, isso pode ser explicado pelo fato de que maior espessura produz maior temperatura no interior da massa, o que leva a um maior grau de polimerização, diminuindo assim a quantidade de monômero residual. Neste estudo foi observado, também, que a localização da resina no interior da mufla não influencia significativamente na quantidade de monômero residual. Dessa forma, os resultados sugerem que o método de processamento e a espessura das bases das próteses influenciam nas características dimensionais e na estabilidade das resinas acrílicas.

O estudo de **Tsuchiya et al.**⁷¹, ainda em 1994, teve como objetivo quantificar as concentrações de monômero metil metacrilato e de formaldeído liberados em saliva humana e artificial, bem como avaliar a citotoxicidade de resinas para base de prótese. O formaldeído produziu efeito citotóxico mesmo em baixas concentrações, em comparação ao monômero metil metacrilato. Com o objetivo de reduzir esses efeitos, o autor avaliou a efetividade da imersão em água por períodos de 10 a 60 minutos na redução dos níveis de liberação das substâncias avaliadas. Além disso, o efeito da imersão das resinas em água aquecida a 50°C sobre a liberação de monômero residual e do formaldeído também foi avaliado. O resultados indicaram uma redução significativa na concentração de monômero residual e de formaldeído após a imersão dos materiais em água por 1 hora, principalmente quando a água foi aquecida a 50°C. Com base nos resultados obtidos, os autores recomendam a imersão de materiais para base de prótese, particularmente as resinas autopolimerizáveis, em água aquecida com o objetivo de reduzir o risco de reações adversas nos pacientes portadores de prótese, causadas pela liberação de monômeros residuais e de formaldeído.

O estudo de **Vallittu et al.**⁷³, em 1995, determinou o conteúdo e a quantidade de monômero residual liberado por uma resina termopolimerizável e uma resina autopolimerizável. Os corpos-de-prova foram armazenados em água nas temperaturas de 22°C ou 37°C durante 8 semanas. Foi utilizado o método de cromatografia líquida para a análise do conteúdo de monômero residual nas

resinas e nos meios de armazenamento. Os resultados demonstraram maior conteúdo de monômero residual para as resinas autopolimerizáveis em relação às termicamente ativadas. De acordo com os autores, o conteúdo reduziu bastante durante o primeiro dia, principalmente quando o armazenamento foi realizado a 37°C. Esse fato pode ser atribuído ao elevado conteúdo de monômero residual e de porosidades presentes nas resinas quimicamente ativadas, facilitando, portanto, o processo de difusão. Com os resultados desse estudo, os autores sugerem a imersão das próteses em água à 37°C, durante 1 ou 2 semanas, antes da colocação, a fim de reduzir a quantidade de monômero residual na base da prótese e também sua liberação na saliva.

Anusavice^{2,3,4}, em 1998, relatou que as moléculas de peróxido de benzoíla entram em decomposição, formando radicais livres, com o aquecimento das resinas termopolimerizáveis em temperaturas acima de 60°C. A seguir, cada radical reage com uma molécula de monômero disponível, iniciando o crescimento da cadeia polimérica. Nesse caso, o calor é denominado o ativador da reação e, o peróxido de benzoíla, o iniciador. Segundo o autor, dois ciclos de termopolimerização são utilizados com sucesso: 1) processamento em banho de água quente com temperatura constante de 74°C por 8 horas e 2) processamento a 74°C por 2 horas seguido por mais 1 hora a 100°C. A polimerização das resinas acrílicas também pode ser iniciada por energia de microondas, tendo como principal vantagem a redução do tempo de polimerização, com propriedades físicas comparáveis às aquelas descritas para as resinas termopolimerizáveis. Com

relação às propriedades mecânicas, esse autor afirmou que uma tensão por cisalhamento tende a resistir ao deslocamento de uma porção de um corpo sobre outro. É importante ainda que o profissional tenha conhecimento dos fatores que influenciam nas propriedades mecânicas dos polímeros, tais como: o conteúdo de monômero residual, o sistema de polimerização, a presença de impurezas e sua composição química. O conteúdo de monômero residual age como irritante tecidual, além de atuar como agente plastificador, reduzindo a resistência dos polímeros. Quanto à composição, a utilização do agente de ligação cruzada tem sido uma alternativa para o favorecimento nas propriedades mecânicas. A presença do agente de ligação cruzada proporciona um número suficiente de ligações entre as macromoléculas lineares formando uma rede tridimensional, que altera a solubilidade e a sorção de água da resina.

Mello⁴⁴, em 1999, avaliou o efeito do aquecimento por microondas e da água quente sobre a dureza, a resistência à flexão e o conteúdo de monômero residual de uma resina autopolimerizável. Para a verificação do nível de monômero residual, corpos-de-prova no formato de metade de um disco com 30 mm de diâmetro e 3 mm de espessura foram confeccionados com a resina autopolimerizável Jet Clássico. Os corpos-de-prova foram submetidos aos seguintes tratamentos: 1) polimento mecânico; 2) polimento químico; 3) polimento químico seguido de um ciclo complementar de polimerização em microondas a 450 W por 3 minutos e 4) polimento químico seguido do ciclo complementar em banho de água a 65°C por 1 hora. Para a avaliação da

quantidade de monômero residual, os corpos-de-prova foram colocados individualmente em tubos de ensaio contendo 17,5 ml de água deionizada e mantidos em estufa a 37°C por períodos de 24 horas. Após esses períodos, as soluções foram retiradas e analisadas em espectrofotometria até a estabilização da liberação do monômero residual. Os resultados mostraram que houve maior liberação de monômero no primeiro e no segundo dia de armazenamento em água. A diminuição da quantidade de monômero de acordo com o tempo é devido à sua difusão em água e à contínua polimerização por haver radicais ativos entre as cadeias, promovendo, dessa forma, a polimerização do monômero residual. Em relação ao grupo polido quimicamente que não recebeu polimerização complementar, o nível de monômero residual no primeiro dia foi dez vezes maior que o grupo que recebeu polimento mecânico, isso porque o principal componente do líquido para polimento químico é o metil metacrilato. As polimerizações complementares em água ou em microondas reduziram a quantidade de monômero residual, porém, essa redução não foi equivalente à encontrada no grupo polido quimicamente. Diante dos resultados obtidos, o autor concluiu que o polimento químico aumenta a quantidade de monômero residual em resinas acrílicas e que os complementos de polimerização possibilitam redução no nível de monômero residual liberado em água.

O efeito de diferentes períodos de imersão em água sobre a resistência à flexão de quatro resinas para base de prótese (Acron, Acron MC, Palapress e Triad) e de quatro materiais utilizados para reembasamento imediato (Triad, Rebaron LC, Tokuso Rebase e Rebaron) foi avaliado por **Takahashi et al.**⁶⁸ em 1999. Foram confeccionados 50 corpos-de-prova para cada um dos materiais por meio de um molde em gesso com dimensões de 65 mm X 10 mm X 2,5 mm, seguindo as instruções do fabricante. A resistência à flexão de dez corpos-de-prova de cada material foi avaliada após os seguintes períodos: 1 dia, 1 mês, 2, 3 e 4 meses. Para seis das oito resinas avaliadas, a estabilização da resistência flexural ocorreu durante os primeiros 4 meses de armazenamento em água. As resinas Acron e Rebaron LC apresentaram estabilização entre 4 e 5 meses de armazenamento. A resistência do material Acron MC, polimerizado por microondas, não demonstrou diferença durante os períodos experimentais. A resistência à flexão dos materiais reembasadores aumentou significativamente durante o primeiro mês de armazenamento. De acordo com os autores, esses resultados estariam relacionados, em parte, à concentração de moléculas de água, aos plastificantes e ao monômero residual que poderiam influenciar na resistência à flexão dos materiais após a imersão em água. Provavelmente, as moléculas residuais do processo de polimerização apresentam maior efeito plastificante do que a água e a sua eliminação por difusão poderia ter ocasionado o aumento da resistência dos materiais.

No ano de 2003, **Seó**⁶³ realizou um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de dois tratamentos térmicos sobre as propriedades de resistência à flexão e dureza de uma resina termopolimerizável (Lucitone 550 – L) e quatro materiais reembasadores (Kooliner – K, Duraliner II – D, Ufi Gel Hard C – UGH e Tokuso Rebase Fast – TR). As amostras (64 mm X 10 mm X 3,3 mm) foram confeccionadas seguindo as recomendações do fabricante. Foram utilizados como tratamentos térmicos: banho de água (55°C por 1 hora para a resina termopolimerizável e 55°C por 10 minutos para os materiais reembasadores) e microondas (L – 550 W durante 3 minutos; TR – 500 W durante 5 minutos; UGH – 550 W durante 4 minutos; K – 550 W durante 5 minutos e D – 650 W durante 4 minutos). Os testes de resistência à flexão foram realizados em máquina MTS-810 com velocidade de 5 mm/min. Já para o teste de dureza Vickers foi utilizado Microdurômetro modelo 2100. Os resultados demonstraram que o material K apresentou aumento significativo na resistência à flexão após tratamento em banho de água e nos valores de dureza após os dois tratamentos térmicos. Os valores de flexão dos materiais TR e L aumentaram significativamente após tratamento em microondas. Os maiores valores de dureza foram obtidos para a resina UGH, enquanto os menores foram observados para as resinas D e K. A autora concluiu que a redução no conteúdo de monômero residual pode ser obtida por polimerização adicional ou por difusão do monômero em água.

Segundo **Kohn**⁴¹, em 2004, a resistência ao cisalhamento pode ser definida como a tensão máxima suportada por um material antes da ocorrência de falha em um padrão de carga de cisalhamento. Essa propriedade mecânica é especialmente importante para o estudo das interfaces entre dois materiais, além de ser um teste amplamente utilizado e de fácil execução. Segundo esses autores, uma variedade de testes foi desenvolvida para mensurar a resistência de união entre dois materiais. A maioria dos autores utiliza o teste de tração, embora o teste de cisalhamento também possa ser utilizado.

2.3 Resistência de união

Consani et al.¹⁷, em 1970, observaram a resistência de união por tração entre dentes artificiais contaminados com cera e com isolante e resinas acrílicas. Foram utilizados dentes Denta Pearl e as resinas termopolimerizável e autopolimerizável Dinambra. Para a contaminação com cera, os dentes foram imersos em cera plastificada durante 30 minutos. Após este período, os dentes foram lavados somente com água fervente ou com uma solução de água fervente e detergente caseiro. Para a contaminação com isolante, os dentes foram isolados no momento da inclusão. O teste de tração foi realizado em uma máquina LOS. Os resultados obtidos em Kg/cm² mostraram que a cera forma uma película que impede ou dificulta a união química entre o dente artificial e a resina de base. A solução de água e detergente oferece melhores resultados de resistência de união entre os métodos de remoção de cera. Para a utilização da resina autopolimerizável, os autores aconselham a confecção de retenções mecânicas.

Para esta resina, os resultados foram bem inferiores aos obtidos pela resina termopolimerizável. A retenção mecânica foi aconselhada independentemente do tipo de resina empregada.

Em 1971, **Rupp et al.**⁶⁰ avaliaram o efeito da aplicação de solventes na interface de união dos dentes. Foram utilizadas três marcas comerciais de dentes: Imperial Plastic Teeth (H. D. Justi Div.), Trubyte Bioblend (Dentsply International) e Durablend (Myerson Tooth Corp.). Os materiais de base avaliados foram as resinas autopolimerizáveis Acralite (Kerr Manufacturing Co.), utilizada pela técnica de moldagem por compressão e Pronto (Vernon Benshoff Co.), indicada para a técnica de vazamento. As amostras foram confeccionadas conforme a especificação número 15 da ADA para união de dentes de resina acrílica. O ensaio de tração foi realizado em uma máquina Instron, com velocidade de 0,0254 m/mim. Previamente a confecção das amostras, toda a cera dos dentes artificiais foi removida com o auxílio de detergente e água em ebulição. Os tratamentos da interface de união envolveram a aplicação de soluções químicas em concentrações e tempos de aplicação variados: sílica seguida por tratamento com silano; mistura de clorofórmio e metil metacrilato; associação de cloreto de metileno e monômero de metil metacrilato; ácido metacrílico; ácido acético glacial e acetona; cloreto de metileno, monômero de metil metacrilato e polimetilmetacrilato. A solução resultante da mistura de cloreto de metileno e monômero de metil metacrilato, em partes iguais aplicada por 4 minutos, foi a mais efetiva, atingindo 80% do valor de resistência à tração

quando comparado ao grupo controle formado por amostras apenas de resinas acrílicas.

Os efeitos de modificações na técnica de retenção de dentes de resina acrílica foram avaliados por **Cijvan et al.**¹³ em 1972. Os autores usaram o dente artificial Justi S-R Imperial (H.D. Justi Division), a resina de base Pronto II (Vernon-Benshoff Co.), utilizada para a técnica fluida e a resina termopolimerizável Duraflow (Product Research Laboratories). Os autores utilizaram a especificação nº 15 da ADA. Foram preparados três grupos de amostras. No primeiro grupo, os dentes foram utilizados sem modificações, no segundo, foi pincelado o monômero da resina na interface de união dos dentes artificiais. Já no terceiro grupo de amostras, a interface de união dos dentes foi desgastada com um disco de carborundum, procurando-se manter as curvaturas e a anatomia dental. Os resultados mostraram que o aumento da temperatura de polimerização tende a melhorar a resistência de união. O desgaste da interface de união produziu melhores resultados. Os autores concluíram que uma adequada retenção dos dentes artificiais pode ser alcançada após desgaste da interface de união.

Morrow et al.⁴⁸, em 1978, estudaram os efeitos da contaminação da interface dente/resina na resistência à tração. Foram utilizadas a resina de base Lucitone 199 e a correspondente convencional (Lucitone). Para a contaminação da interface de união foi utilizado isolante para gesso e solução de

monômero/polímero. As amostras de resinas foram preparadas para o teste de tração de acordo com a especificação nº15 da ADA. O grupo I, composto por amostras de resina de alto impacto, foi considerado controle. O grupo II teve suas amostras pinceladas com solução de monômero/polímero 10 minutos antes do início da prensagem. No grupo III, o isolante para gesso não foi removido antes da prensagem. Todos os testes de tração foram realizados em máquina Instron modelo TT-C com velocidade de 0,1 cm/min. Os resultados mostraram uma média de 439 Kg/cm² para o grupo I. No entanto, estes valores foram superestimados, já que a fratura de seis amostras não ocorreu na união. No grupo II, observou-se redução significativa dos valores de resistência com média de 290 Kg/cm². No grupo III, essa redução foi ainda mais severa (194 Kg/cm²).

Uma série de variáveis que poderiam comprometer a resistência de união entre dentes artificiais e resinas acrílicas para base foi avaliada por **Hugget et al.**³⁵ em 1982. Foram investigadas duas resinas de base (termopolimerizável De Trey Trevalon e quimicamente ativada De Trey Self Cure), três marcas comerciais de dentes artificiais (TNR, Acrylucent e Major), preparações mecânicas dos dentes e copolimerização (cadeias cruzadas) dos dentes de resina. Para a resina termopolimerizável, foi utilizado um ciclo de polimerização de 14 horas a 70°C em banho de água. A resina autopolimerizável foi prensada em um molde com a temperatura de 30°C. Para esse sistema, os dentes foram tratados com monômero, 5 minutos antes da prensagem. Quanto às preparações mecânicas, os dentes foram separados em 4 grupos: Grupo 1 – sem preparação mecânica; Grupo 2 – desgaste

da interface de união para simular ajustes, conforme a British Standard Specification 3990; Grupo 3 – desgaste da interface de união seguido de polimento para restaurar o acabamento nessa área; Grupo 4 – inserção de uma retenção em cada dente. Para analisar o efeito da copolimerização dos dentes, dentes anteriores superiores foram produzidos e processados seguindo procedimentos padrões de laboratórios dentais. Para a produção destes dentes foram utilizadas, para o monômero, quantidades conhecidas de agentes de ligações cruzadas (etileno glicol dimetacrilato). As amostras foram confeccionadas seguindo os procedimentos descritos pela British Standard 3990. Os testes de tração foram realizados em uma máquina Instron Universal, com célula de carga de 50 kg e velocidade de 5 mm/min. Os resultados mostraram que as preparações mecânicas não promoveram melhoras na resistência de união. Quando comparados os seis dentes anteriores, observou-se que não houve diferenças entre centrais e caninos. Os dentes produzidos em laboratório mostraram grandes desvios padrão, indicando a qualidade superior dos dentes comercializados.

A utilização de rugosidade na interface dos dentes previamente a união com resina de base foi avaliada por **Fletcher et al.**³⁰ em 1985. No estudo foram empregadas as resinas de base Levopress, Palapress, S.O.S. e QC20. As amostras foram armazenadas em água corrente, água deionizada ou saliva artificial por 48 horas ou 2 meses antes da realização dos testes. Foram realizados testes de tração e de cisalhamento, utilizando as seguintes velocidades: 12,5 mm/s, 6,4 mm/s ou

1,6 mm/s. Os resultados, apresentados em Kg/cm^2 , demonstraram que os menores valores de resistência para a resina Levopress foram obtidos com a utilização de saliva artificial. No entanto, a rugosidade da interface dente-resina melhorou a resistência de união. Para a resina S.O.S., a rugosidade também aumentou consideravelmente a resistência de união. Mas, este material revelou resistência inferior à resina QC20. O polímero Palapress apresentou valores de resistência de união por tração, na velocidade de 12,5 mm/s, superiores ao valor estabelecido pela ADA (315 Kg/cm^2) exceto para as amostras imersas em saliva artificial. Portanto, este estudo confirmou que a rugosidade da interface de união dos dentes produz um aumento significativo na resistência de união da base da prótese ao dente artificial.

Cardash et al.⁸ avaliaram, em 1986, se a confecção de sulcos retentivos com várias formas na interface de união dos dentes artificiais causaria alteração na resistência entre resinas de base e dentes artificiais. Para a realização do teste, foram utilizados incisivos centrais de mesma forma. Os dentes foram divididos em 4 grupos: Grupo A – sem nenhum preparo adicional; Grupo B – preparo de sulco mesiodistal de 2 mm de profundidade por 2 mm de largura na interface de união dos dentes, confeccionado com fresa lisa; Grupo C – preparo de sulco similar ao grupo anterior, mas confeccionado com fresa cônica invertida; Grupo D – preparo de sulco arredondado de 2 mm de diâmetro, confeccionado com fresa esférica. A resina acrílica De Trey's Q20 A.D. Ltd foi utilizada para a prensagem.

Os testes de cisalhamento foram realizados em máquina de teste Instron em ângulo de 130° com o longo eixo dos dentes e velocidade de 50 mm/min. Foram obtidas as seguintes médias de resistência de união: Grupo A – 46,5 Kg, Grupo B – 42,73 Kg, Grupo C – 39,46 Kg e Grupo D – 42,93 Kg. A análise dos resultados revelou que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Quanto às fraturas, os sulcos mantiveram-se preenchidos com resina acrílica.

A resistência de união de três dentes artificiais resistentes à abrasão e dentes convencionais unidos a um material de base com ligações cruzadas e com reforço foi avaliada por **Caswell e Norling**¹⁰ em 1986. Para o estudo foram utilizadas as seguintes marcas comerciais de dentes artificiais: Trubyte Bioform IPN, Orthosit, Cristal ND e Justi Imperial, este último utilizado como controle. Para material de base, foram selecionadas as resinas: K33 (material com cadeias cruzadas) e Lucitone 199 (material com ligações cruzadas e com reforço). Essa pesquisa teve como base à especificação nº15 da ADA com algumas modificações. Foram utilizados dez dentes de cada uma das marcas comerciais, divididos em três grupos: Grupo 1 – dentes artificiais da forma como foram recebidos do fabricante; Grupo 2 – redução da base em 1 mm para simular desgaste da base; Grupo 3 – remoção adicional da base dos dentes: 3 mm para o Justi Imperial, 2 mm para o Trubyte Bioform IPN, remoção de camadas internas para os dentes Orthosit e Cristal ND. O ensaio mecânico de tração foi realizado

em máquina de teste Instron, com velocidade de 0,2 mm/min e célula de carga de 50 kN. Os sítios de fratura foram observados em microscópio eletrônico de varredura. Os resultados não mostraram diferenças significantes entre o dente controle e o IPN. No entanto, Orthosit e Cristal ND foram significantemente diferentes dos outros dois, apresentando valores inferiores ao valor estabelecido pela ADA para o teste de tração (31MPa). Entre as resinas, não foram observadas diferenças significantes. Entre os grupos, ficou constatado que a redução da base em 1 mm pode aumentar a resistência de união por tração. Quanto ao tipo de fratura, 83% destas ocorreram nos dentes artificiais.

Em 1987, **Ishigami et al.**³⁶ avaliaram a resistência de união entre a resina acrílica termopolimerizável Acron (GC), a resina acrílica fotopolimerizável Triad (Dentsply) e o dente artificial Real Crown (Shofu). As amostras foram divididas em grupos: (A) constituídas de resina fotopolimerizável, sem qualquer tratamento da interface; (B) constituídas de resina fotopolimerizável, com a presença de uma perfuração realizada com fresa esférica de 2-3 mm de diâmetro no centro da interface; (C) confeccionadas com resina termopolimerizável, utilizando a resina fotopolimerizável para reparo; (D) compostas de resina termopolimerizável, apresentando perfuração esférica e reparo com resina fotopolimerizável; (B') e (D') confeccionadas da mesma forma que (B) e (D), recebendo ainda o tratamento adicional da interface de união dos dentes com diclorometano por 4 minutos. As amostras foram armazenadas por 14 dias em água destilada. O teste mecânico de tração foi realizado em uma máquina NMB com velocidade de 1,0 mm/min. Os

resultados mostraram que a resistência de união entre a resina fotopolimerizável e o dente artificial pode aumentar 1,5 X com a utilização de perfurações na interface de união dos dentes. Já para a mesma resina, a utilização do diclorometano dobra os valores de resistência de união. A resistência de união das amostras confeccionadas com resina termopolimerizável e reparadas com resina fotopolimerizável foi inferior aos valores obtidos quando se utilizou somente resina fotopolimerizável.

A resistência de união, após termociclagem, de resinas acrílicas termopolimerizável, autopolimerizável e fotopolimerizável unidas a um dente artificial comum (Trubyte Bioform) ou a um dente artificial resistente a abrasão (Trubyte Bioform IPN) foi avaliada por **Clancy e Boyer**¹⁴ em 1989. Para a confecção das amostras foram utilizados dentes posteriores de pelo menos 9 mm de altura. A interface de união do dente foi planificada e dois sulcos retentivos com 1 mm de profundidade cada um foram confeccionados na superfície oclusal. As amostras foram armazenadas por uma semana ao ar livre sendo, posteriormente, realizada a termociclagem por 24 horas. Os testes de tração foram realizados em máquina de teste Universal Instron com célula de carga de 100 Kg e velocidade de 0,05 cm/minuto. Os resultados mostraram que os maiores valores de resistência ocorreram entre a resina termopolimerizável e os dentes plásticos, observando-se falhas coesivas. Valores intermediários foram observados entre a resina termopolimerizável e o dente IPN e entre a resina autopolimerizável com ambos os dentes. Os menores valores de resistência de união por tração foram

obtidos com a resina fotopolimerizável. Entre a resina termopolimerizável e o dente IPN também foram observadas falhas coesivas ou mistas. Já para as resinas autopolimerizável e fotopolimerizável, as falhas observadas foram adesivas.

Em 1990, **Cardash et al.**⁹ avaliaram se sulcos retentivos, horizontais ou verticais confeccionados na interface, poderiam influenciar na resistência de união dos dentes artificiais a uma resina termopolimerizável comum (QC20) e a uma resina de alto impacto (Premium denture base acrylic). Foram utilizados 180 dentes artificiais (Luxor Corp.), sendo: 60 incisivos centrais superiores, 60 incisivos laterais superiores e 60 caninos superiores. Os dentes foram divididos em 4 grupos: Grupo A – nenhum preparo adicional foi realizado; Grupo B – confecção de um sulco mesiodistal de 2 mm de profundidade e 2 mm de largura com uma ponta abrasiva, localizado na interface de união do dente; Grupo C – confecção de um sulco vertical com as mesmas dimensões do anterior, estendendo-se na face lingual dos dentes. As amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento em máquina de ensaios Instron Universal. Os resultados, apresentados em Kg, demonstraram que os caninos apresentaram maior resistência de união e a resina de alto impacto, melhor resistência quando comparada à resina comum. Os valores de resistência de união também foram mais elevados para o grupo C. Todos os dentes sem sulcos fraturaram na interface dente/resina acrílica. A melhor combinação foi obtida utilizando-se resina de alto impacto, dente canino com sulco retentivo vertical.

Em 1990, **Suzuki et al.**⁶⁷ compararam, por meio da penetração de pigmento, a união de uma resina de base de prótese a dentes artificiais com agentes de ligação cruzada, dentes de resina acrílica convencionais e dentes de porcelana. Os autores também avaliaram os efeitos da aplicação de agentes de união na interface dos dentes artificiais. Foram utilizadas sete marcas comerciais de dentes: Livdent FB 20 Porcelain 100 (GC), Wearless Acrylic Teeth (GC), Livdent FB 20 Plastic 100 (GC), Trubyte Bioform IPN 20° (Dentsply), Crystal ND (Major), SR-Orthosit-PE (Ivoclar) e Mitel-OM (Sun-Medical). Como material de base, optou-se pela resina termopolimerizável Acron (GC). Os resultados mostraram que os dentes com agentes de ligação cruzada em sua composição apresentaram piores resultados de união quando comparados aos dentes artificiais convencionais. O isolante a base de alginato, aplicado durante a preparação das amostras, reduziu os valores de união. A utilização dos agentes adesivos melhorou significativamente a união entre os dentes com agentes de ligação cruzada e o material de base da prótese.

A resistência de união de resinas fotopolimerizáveis para bases de próteses unidas a dentes artificiais após termociclagem foi analisada por **Clancy et al.**¹⁵ em 1991. Foram avaliados três diferentes materiais de base: a resina termopolimerizável Microlon L-W e as resinas fotopolimerizáveis Triad e Extoral. Quanto aos dentes artificiais, os autores optaram pelo Trubyte Bioform e pelo Trubyte Bioform interpenetrating polymer network (IPN). A interface de união

dos dentes recebeu dois tratamentos: regularização com lixa de papel e aplicação de monômero. Após a confecção das amostras, estas foram armazenadas em condições secas à temperatura ambiente por uma semana. Passado este período, metade delas foram submetidas a termociclagem entre 5° e 55°C em ciclos de 50 segundos por 24 horas. Foi realizado, então, o teste mecânico de tração em uma máquina de ensaios Instron Universal (Instron Corporation) com uma velocidade de 0,05 cm/min e célula de carga de 200 Kg. A seguir, microscopia eletrônica de varredura foi realizada para avaliar a natureza das falhas. Os resultados, apresentados em MPa, demonstraram maiores valores de união com a resina termopolimerizável Microlon unida aos dois tipos de dentes artificiais. A resina Triad exibiu maiores valores de resistência de união quando comparada a resina Extoral para ambos os dentes, exceto para os dentes convencionais no grupo não-termociclado. A termociclagem não teve efeito na resistência de união das resinas Microlon e Triad, mas diminuiu a união da resina Extoral para os dois tipos de dentes artificiais. A resistência de união dos dentes de resina acrílica convencionais foi maior ou igual aos dentes IPN resistentes à abrasão, dependendo da resina de base utilizada. A natureza e a localização dos sítios de fratura foram diferentes entre as três resinas avaliadas.

Hayakawa et al.³³, no mesmo ano, avaliaram a resistência de união por cisalhamento entre uma resina de base fotopolimerizável, quatro diferentes bases de prótese metálicas e dentes artificiais de resina acrílica. Foram realizadas também comparações entre os materiais de base fotopolimerizáveis,

termopolimerizáveis e autopolimerizáveis. Os autores utilizaram: dentes artificiais posteriores de resina acrílica (Shofu Co, Kyoto), resina acrílica fotopolimerizável (Eporex-R, Nippon Oil & Fats Co), resina acrílica termopolimerizável (Acron, GC Co), resina autopolimerizável (Uni Fast, GC Co), liga de cobalto-cromo (Mitsubishi Kinzoku Co), aço inoxidável 18-8 (Taiheiyo Kinzoku Co), titânio puro (Morita Co), liga de ouro-prata-paládio (Tokuriki Co), resina de base com agente de união (Metadent, Sun Medical Co), resina autopolimerizável com agente de união (Meta Fast, Sun Medical Co) e um agente de união fotopolimerizável. Os valores de resistência (Kg/cm^2) da resina fotopolimerizável unida aos dentes artificiais foi significativamente menor sob as condições secas, úmidas e após 200 e 800 ciclos quando comparada a resina termopolimerizável unida aos mesmos dentes. A resistência da resina fotopolimerizável unida aos metais foi maior ou similar aos valores obtidos pela resina autopolimerizável contendo 4-META.

Ainda em 1991, **Kawara et al.**⁴⁰ avaliaram a resistência de união entre os seguintes materiais: dentes de resina acrílica regular (Bioform), dentes de resina acrílica – IPN (Bioform IPN), dentes de resina acrílica e de resina composta (Vivosit), resina acrílica para base de prótese termopolimerizável convencional (Lucitone 199), resina acrílica de base de prótese autopolimerizável (Hygenic) e resina fotopolimerizável (Triad). Nenhuma retenção mecânica foi confeccionada. Os dentes foram lavados com detergente e água quente, seguido da aplicação de ultra-som em água destilada por 5 minutos. Um desgaste adicional foi realizado

com discos de lixa para a padronização das amostras, que ficaram armazenadas a 37°C em água destilada por 7 dias. O ensaio de flexão em quatro pontos foi realizado em máquina de testes Instron com velocidade de 1 mm/min. Os resultados revelaram que a resina termopolimerizável apresentou os melhores resultados e que estes resultados podem ser influenciados pela resistência intrínseca dos dentes. A resina autopolimerizável revelou falhas na interface com todos os dentes artificiais, mostrando que a aplicação de seu monômero nos dentes pode não resultar em uma adequada união. Os valores do módulo de ruptura para as combinações dentes artificiais X resina fotopolimerizável foram estatisticamente semelhantes. Estas combinações mostraram falhas mistas e adesivas. Entre o dente Vivosit e a resina termopolimerizável, a média de resistência de união foi de 31MPa.

O efeito da contaminação com isolante para gesso na resistência de união entre o dente de resina acrílica e sua respectiva base foi avaliado por **Catterlin et al.**¹¹ em 1993. Foi utilizada a resina acrílica Lucitone 199 como material de base e incisivos centrais superiores, modelo 11H (Dentply International). No grupo controle, o isolante foi aplicado somente sobre o gesso. Já no grupo experimental, o produto foi aplicado simultaneamente no gesso e nos dentes. As amostras foram armazenadas em água destilada por 7 dias. Os testes de cisalhamento foram realizados em uma máquina de ensaios Instron. Os resultados, apresentados em N, mostraram que o grupo contaminado com isolante apresentou 90% das falhas adesivas. Enquanto que, o grupo controle apresentou somente 62% desse tipo de

falha. Para o grupo controle, a força média necessária para fraturar as amostras foi 460,4 N. Já, para o grupo experimental, essa força foi de 353 N. Os dados desse estudo sugerem que a contaminação dos dentes artificiais com isolante para gesso durante o processamento da prótese, diminui significativamente a resistência de união.

Cunningham¹⁹ realizou, ainda em 1993, uma revisão de literatura sobre a resistência de união de dentes artificiais e resinas para base de próteses. O artigo apresentou informações referentes ao método de confecção e número das amostras e o tipo de teste empregado. Foram descritas as especificações e normas existentes. O autor observou uma falta de uniformidade nos métodos, bem como uma diversidade de marcas comerciais avaliadas. Este fato dificulta o estabelecimento de um protocolo de pesquisa e de recomendações práticas para o técnico de laboratório. No entanto, o autor notou fortes indicações de resistência de união reduzida quando se utiliza dentes com alto grau de ligações cruzadas. Um aumento dos valores de resistência de união pode ocorrer com o uso de resina de alto impacto. Não houve consenso sobre a influência da contaminação por isolante para gesso ou da modificação da interface de união dos dentes sobre a resistência de união. A presença de resíduos de cera na superfície dos dentes apresentou efeito adverso na resistência de união. Vários foram os testes empregados: tração, cisalhamento, flexão, tração/cisalhamento, análise da penetração de um pigmento e estudo do elemento finito. O autor concluiu que

uma técnica universal de teste se faz necessária para a avaliação da resistência de união.

No mesmo ano, **Darbar et al.**²⁶ realizaram um estudo pelo método de elemento finito, para avaliar cargas aplicadas em posições distintas ao longo da superfície palatina de incisivos superiores. Secções sagitais de uma prótese total superior foram obtidas, utilizando um disco diamantado. Essas secções foram fotografadas e aumentadas para facilitar a transferência das coordenadas para o programa de computador. A análise dos resultados mostrou que a concentração de forças é geralmente uniforme na interface dente artificial/base da prótese, não sendo observado nenhum ponto de concentração de forças. Dessa forma, é pouco provável que fendas se iniciem ou se propagem a partir dessa região. A aplicação de cargas no incisivo central superior revelou ainda que as maiores intensidades de força se concentraram no interior do dente e não na interface. As forças encontradas na interface foram relativamente baixas.

Ainda no mesmo ano, **Polysois e Dahl**⁵⁶ testaram a união entre dentes artificiais e resina de base após polimerização com energia de microondas ou com banho de água. Foram avaliadas seis marcas comerciais de dentes artificiais: Bioplus, Candulor CT, Imperial, Metrolux, Myerson's Dura Blend Characterized e Super Lux. Os dentes receberam desgaste na sua interface de união. Os testes de Peel foram realizados em máquina de ensaios Testatron Z718 com célula de carga de 500 N e velocidade de 5 mm/min. As fraturas foram classificadas em adesivas

ou coesivas. Os resultados demonstraram que apenas no grupo polimerizado por microondas foram vistas fraturas adesivas (dentes Metrolux e Dura-Blend-Characterized). A força média de fratura para o grupo polimerizado em microondas foi de 278 N, enquanto que para o grupo polimerizado por banho de água, essa força apresentou média de 243 N.

Darbar et al.²⁴ em 1994, avaliaram os tipos de falhas encontradas nas próteses enviando um questionário a três diferentes laboratórios de prótese. Foram selecionados para o estudo um laboratório comercial grande, um laboratório comercial pequeno e um laboratório unido a uma clínica odontológica privada. Os laboratórios responderam um questionário sobre os reparos realizados num período de três meses. Os dentistas e os pacientes também responderam questionários esclarecendo as causas das fraturas das próteses. Os dados coletados continham aspectos relacionados ao tipo de prótese (total ou parcial); materiais da base; presença de diastemas; presença de sulcos (medianos ou outros); presença de reembasadores e incorporação de reforço; tempo decorrido da fratura, localização (mesmos lugares ou diferentes) e causa (mastigação ou acidental); sulco ou diastema incluídos na linha de fratura; deslocamento, substituição e fratura de dente. No total, 195 questionários foram avaliados nesse estudo. A maioria das próteses reparadas foi a superior (159 das 195). Somente uma prótese quebrou acidentalmente. Quase metade das próteses reparadas tinha sido quebrada pela primeira vez. O restante havia se quebrado duas ou mais vezes em diferentes lugares. A maioria das próteses, totais e parciais, foi feita de resina acrílica.

Somente 36 próteses possuíam reforço e 3 tinham sido reembasadas. Dos reparos, 65 (33%) foram devido à perda de dentes artificiais, por deslocamento ou fratura e, esse tipo de reparo foi mais comumente encontrado em próteses superiores (17 em próteses totais superiores e 41 em próteses parciais superiores). Cinquenta e sete reparos estavam relacionados com fraturas medianas (39 fraturas estavam em próteses superiores). As fraturas em linha nas próteses superiores envolveram a presença de sulcos ou diastemas. Já, nas próteses totais inferiores, mais da metade dos reparos ocorreram devido a fraturas medianas. Nas próteses parciais inferiores, dos 92 reparos, dois foram causados por fraturas medianas. Quando essas próteses foram confeccionadas em metal, a fratura envolvia o deslocamento da sela de resina acrílica. Os autores concluíram que o tipo mais comum de reparo realizado é devido à fratura ou deslocamento dos dentes artificiais.

Cunningham e Benington²³ compararam, em 1995, a resistência de união por tração entre dente artificial e resina de base em próteses parciais removíveis contendo três dentes anteriores. Para as próteses, utilizou-se resina termopolimerizável e dentes artificiais Cosmopolitan, modelo zero. Dez próteses foram confeccionadas em laboratórios comerciais e cinco no laboratório pertencente à Universidade em Belfast. Os resultados mostraram diferenças significantes entre os valores de resistência de união obtidos no grupo de próteses confeccionadas em laboratório comercial. Entretanto, não ocorreram diferenças significativas no grupo feito na Universidade. Entre os dois grupos, não foram verificadas diferenças significantes. A média de resistência de união foi de 181N,

com uma variação de 301N. As próteses confeccionadas na Universidade exibiram valores de resistência de união levemente superiores, mas insignificantes quando comparados ao outro grupo.

Darbar et al.²⁵, no mesmo ano, utilizaram o método do elemento finito para examinar a distribuição de forças na interface dente/base da prótese, bem como para verificar a influência de diferentes marcas de dentes artificiais nessa distribuição. Para essa pesquisa, foi utilizado um programa de computador chamado Numerically Integrated Elements System Analysis (NISA). Foram obtidas várias secções médio-sagitais de uma prótese total superior. Esse modelo foi dividido em uma rede de 350 elementos. Uma força estática de 70 N foi aplicada no terço incisal na face palatina dos dentes. As propriedades dos materiais foram transferidas para o computador. Os resultados mostraram que a área crítica de concentração de forças foi no início da parede palatina e interface base da prótese/dente artificial. A concentração de forças nessa região excedeu os valores de resistência de união (32 a 45MPa) obtidos no estudo realizado por Cunningham em 1993. Segundo os autores, pode-se concluir que o deslocamento dos dentes artificiais pode ser reduzido pela redistribuição e diminuição da concentração das forças na superfície palatina da interface.

Ainda em 1995, **Vallittu**⁷² comparou a influência de vários tratamentos mecânicos sobre a resistência de união entre dente de resina acrílica e materiais de base de prótese. Foram utilizados dentes artificiais de resina acrílica com ligações

cruzadas Vitapan, resina termopolimerizável Pro Base Hot e resina acrílica autopolimerizável Pro Base Cold. As amostras foram divididas em oito grupos: amostra termopolimerizável sem tratamento; amostra termopolimerizável com interface de união desgastada; amostra termopolimerizável com interface de união desgastada, associada à confecção de dois sulcos; amostra termopolimerizável com interface de união desgastada, associada a um orifício de retenção de 1,5 mm de diâmetro. Os mesmos grupos foram estabelecidos para a resina autopolimerizável. Todas as amostras receberam aplicação de MMA na interface de união antes da prensagem da resina. Após a prensagem, polimerização, desinclusão das amostras e armazenamento em água por 24 horas, foi realizado o teste de flexão de três pontos, com velocidade de 120 mm/min. A fratura foi classificada em coesiva ou adesiva. A melhor união estabelecida foi obtida nas amostras com dois sulcos na interface. O número de fraturas adesivas diminuiu nas amostras desgastadas. Na análise das retenções, verificou-se que nenhum dos orifícios foi completamente preenchido pelas resinas de base. O autor sugere a realização do desgaste da interface de união, associado à confecção de dois sulcos de retenção horizontal.

Cunningham e Benington²¹, em 1996, analisaram fatores que poderiam influenciar a resistência de união entre dentes artificiais e resinas de base. Foi utilizada a resina acrílica termopolimerizável Trevalon, proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Como ciclo de polimerização, os autores utilizaram imersão em água a 70°C por 3 horas seguida

de mais 2 horas a 100°C. Nas amostras do grupo controle, antes da prensagem da resina, a cera dos dentes foi eliminada por meio da aplicação de um solvente de cera e de tratamento adicional com água em ebulição. No segundo grupo, os dentes artificiais foram desgastados cerca de 0,5 mm com o auxílio de um disco abrasivo. No terceiro grupo, foi confeccionado, com fresa cônica invertida, um sulco de 2 mm de profundidade por 3 mm de largura em todos os dentes artificiais. No quarto grupo, um isolante a base de alginato de sódio foi aplicado também sobre os dentes. No quinto grupo, a superfície de união dos dentes foi imersa em cera liquefeita. Após o esfriamento da cera, os dentes foram colocados em água a 60°C por 10 segundos. Em um sexto grupo, foi verificada a interferência do disco de latão, utilizado pelos autores para a confecção das amostras, nos resultados obtidos. Nesse grupo, não foi permitida nenhuma união com o dente artificial, sendo posicionada uma lâmina de aço inoxidável entre o dente e o disco. Após a polimerização, as amostras foram transferidas para uma máquina de testes universal. O teste de tração foi realizado com uma velocidade de 2,5 mm/min. A análise dos resultados não revelou nenhuma diferença significativa entre os tratamentos das superfícies dos dentes, exceto para a contaminação com cera. Nesse grupo, a redução da resistência foi significativa quando comparado aos demais. A interferência causada pelo uso do disco de latão foi insignificante. Os autores concluíram que a cera exerce um efeito danoso para a união entre dente artificial e resina de base.

Tendo em vista, a ocorrência de fratura e deslocamento de dentes artificiais das bases das próteses na clínica odontológica, **Thean et al.**⁷⁰, ainda em 1996, realizaram um estudo para comparar a resistência de união entre uma resina termopolimerizável de alto impacto (Lucitone 199), unida a três marcas de dentes artificiais (Bioform, Dentacryl e TNR). A superfície de união de cada dente foi levemente desgastada com pedra abrasiva para que uma superfície lisa fosse produzida. Antes da união à resina termopolimerizável, os dentes foram individualmente embebidos em resina acrílica autopolimerizável. Após os procedimentos de polimerização e demuflagem, os corpos-de-prova foram armazenados em água a temperatura ambiente por 4 semanas antes dos testes. Os testes de cisalhamento foram realizados em máquina Instron sob velocidade constante de 0,5 mm/min. Os corpos-de-prova foram, então, observados visualmente para que o tipo de fratura fosse determinado. Cerca de 93% das fraturas observadas foram coesivas. Houve diferença significativa entre as três marcas de dentes testadas: o material Dentacryl (15,54 MPa) exibiu maior resistência de união ao cisalhamento do que os materiais Bioform (10,45 MPa) ou TNR (8,44 MPa) e entre essas marcas não houve diferença significativa. Dessa forma, segundo os autores, a resistência de união das marcas de dentes avaliadas foi adequada, mesmo sem a preparação mecânica da superfície, já que a maioria das fraturas não ocorreu na interface de união. Os resultados demonstraram que para duas das três marcas de dentes, a junção resina de base/dente não apresentou falha, enfatizando que as superfícies de união quando limpas podem promover adequada resistência de união.

Em 1997, **Büyükyilmaz e Ruyter**⁷ estudaram os efeitos de diferentes temperaturas de polimerização na resistência de união entre polímeros de base e dentes artificiais. Foram utilizados duas resinas de base autopolimerizáveis Probase Cold e Palapress Vario, uma resina termopolimerizável Probase Hot e incisivos centrais superiores (Vita Zahnfabrik) com formulação baseada em cadeias cruzadas e partículas de carga de SiO₂. Foram utilizados os testes de cisalhamento e de Peel. Nas amostras para o teste de cisalhamento foram realizados desgastes para a obtenção das seguintes dimensões: 20 mm X 10 mm X 5 mm. A superfície de união também foi desgastada. Todas as amostras foram armazenadas a $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$ e $50 \pm 5\%$ de umidade relativa por 24 horas. Os testes de cisalhamento foram realizados em uma máquina de testes Universal (Lloyd LRX) usando velocidade de 1 mm/min. Para o teste de Peel, as amostras foram preparadas de acordo com a ISO 3336:1993. As amostras foram armazenadas como previamente descrito para o teste de cisalhamento. O ensaio mecânico foi realizado em máquina de teste Universal Instron 1121 com célula de carga de 500 N e velocidade de 1 mm/min. Os sítios de fratura foram classificados, baseados no exame visual e na microscopia óptica, como adesiva ou coesiva. Os valores de resistência de união mais elevados foram obtidos para a resina termopolimerizável (25,30 MPa). Falhas coesivas foram observadas com o teste de cisalhamento e com o teste de Peel. Para os materiais autopolimerizáveis, a resistência de união aumentou com o aumento das temperaturas de polimerização. As características de união foram melhoradas passando de adesivas para coesivas

com o aumento da temperatura. Com o teste de cisalhamento, as falhas foram coesivas acima de 50°C e adesivas abaixo dessa temperatura.

Ainda em 1997, **Fajardo e Muench**²⁹ avaliaram a resistência de união por tração entre dentes artificiais e resinas para base de prótese. Foram utilizadas uma resina termopolimerizável (Clássico Artigos Odontológicos Ltda) e duas marcas comerciais de dentes artificiais (Trubyte Biotone e Vipi-Dent Plus). A remoção da cera destes dentes foi realizada com água fervente e detergente, seguida pela lavagem apenas com água em ebulição. Os dentes receberam sulcos e tiveram sua porção cervical regularizada perpendicularmente ao seu longo eixo. Após a inclusão, a mufla foi aberta e foi lavada com água fervente. Nesse momento, os dentes foram pincelados ou não com detergente, seguido da lavagem com água em ebulição. Também, foram introduzidas mais duas variáveis nessa fase: condensar a resina no estado plástico (7 minutos) ou borrachóide (13 minutos) e pincelar ou não monômero sobre a superfície do dente exposta. A resina foi, então, prensada e polimerizada. Os resultados mostraram que as marcas comerciais não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si e a utilização da resina na fase plástica ou borrachóide também não influenciou na resistência de união. A utilização de detergente para remover a cera, bem como o pincelamento de monômero melhoraram a união.

Vallittu e Ruyter⁷⁴, no mesmo ano, avaliaram a profundidade de propagação dos monômeros de resinas autopolimerizável (Palapress Vario, Heraeus Kulzer) e termopolimerizável (SR 3/60, Ivoclar) em dentes anteriores de resina acrílica (Vitapan, Vita Zahnfabrik). Também foram verificados os efeitos de diferentes temperaturas de polimerização. Os dentes foram desgastados com lixa de papel até a obtenção de uma interface de união plana. As amostras (n=5 para cada temperatura de polimerização) foram armazenadas a $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$ e $50 \pm 5\%$ de umidade relativa do ar por 12 horas. Após o período de armazenamento, as amostras foram desgastadas até a espessura de $0,21 \pm 0,04$ mm e polidas com uma mistura de água e óxido de alumínio. A seguir, foram examinadas com um microscópio óptico. Os autores mediram a espessura máxima da profundidade de propagação. As amostras foram também examinadas em microscopia eletrônica de varredura. Esse procedimento permite avaliar as fases (matriz, IPN – cadeia de polímeros interpenetrantes e porção interna da partícula polimérica) afetadas pelo solvente. Como resultado do desgaste, as partes internas da partícula polimérica na interface ficaram expostas aos polímeros. Quando a resina Palapress Vario foi polimerizada a 30°C , a profundidade de penetração do polímero atingiu $3\text{ }\mu\text{m}$ nas superfícies internas das partículas poliméricas. Ao utilizar 70°C , essa espessura aumentou para $21\text{ }\mu\text{m}$. Microscopicamente, a interface entre a resina de base termopolimerizável e o dente artificial parece difusa na região da cadeia de polímeros interpenetrantes e na matriz. A região da cadeia de polímeros interpenetrantes aparece como uma zona separada na porção externa das partículas poliméricas do dente. Os resultados sugerem que com o

aumento da temperatura de polimerização, os monômeros das resinas de base difundem-se mais efetivamente para o interior dos dentes artificiais de resina acrílica. Esse fenômeno aumentaria a resistência de união entre o dente artificial e o polímero de base da prótese.

Em 1998, **Barpal et al.**⁵ avaliaram a resistência de união de dentes artificiais unidos a duas resinas acrílicas de alto impacto após modificações na interface de união dos dentes. As resinas avaliadas foram SR-Ivocap Plus High Impact e Lucitone 199. As modificações nos dentes artificiais incluíram confecção de retenções, remoção do glaze e/ou aplicação de monômero. Os autores utilizaram 120 incisivos centrais (Ivoclar). As retenções foram confeccionadas com uma fresa esférica (número 8), obtendo-se uma profundidade de 1,5 mm. A remoção do glaze foi obtida após microjateamento da interface de união com óxido de alumínio por 20 segundos. Os monômeros das resinas utilizadas foram aplicados na interface de união dos dentes por um período de 30 segundos antes da prensagem. Todas as amostras foram hidratadas em água corrente por 48 horas. O teste de cisalhamento, simulando forças clínicas nos incisivos superiores, foi realizado em um ângulo de 60° e velocidade de 5 mm/min. Os resultados (Kg) mostraram que somente com a aplicação de monômero, a força de fratura foi significativamente mais elevada com a resina Lucitone do que com a resina Ivocap. A aplicação de monômero não aumentou a força de fratura da resina Lucitone, mas diminuiu significativamente a união com a resina Ivocap. A confecção de retenções diminuiu significativamente a força de fratura da resina

Lucitone. No entanto, houve um aumento dessa força com a utilização da resina Ivocap. Para essa resina, a melhor combinação foi obtida sem a aplicação do monômero, confeccionando-se retenções, com nenhuma influência significativa do glaze. Já, para a resina Lucitone, os melhores resultados foram obtidos sem a remoção do glaze e sem a confecção de retenções, independentemente da aplicação do monômero. Os autores concluíram que a união dos dentes artificiais avaliados com as resinas Ivocap e Lucitone pode ser influenciada por modificações na interface de união dos dentes.

Cunningham e Benington²², em 1999, avaliaram a resistência de união utilizando quatro marcas comerciais de resinas de base: Trevalon, Trevalon HI (resina de alto impacto), RR (resina autopolimerizável para reparo) e Redilon e dentes artificiais modelo T20 (Cosmopolitan, Dentsply). A área de união recebeu os seguintes tratamentos: desgaste, confecção de sulco, camada de alginato de sódio e contaminação com cera. Também foram avaliados os efeitos das variações no estágio de prensagem e dos ciclos de polimerização das resinas, da aplicação de monômeros e da utilização de dois agentes de união por meio do ensaio de tração. Os resultados demonstraram que o estágio de prensagem influenciou apenas na resistência de união das resinas Trevalon e Redilon. A resina Trevalon HI apresentou maiores valores de resistência em comparação às demais. Não foram notadas diferenças significantes entre os valores das condições de tratamento da superfície de união, exceto para o grupo contaminado com cera que apresentou redução dos valores. A técnica de polimerização longa produziu os

melhores valores de resistência, no entanto esses valores não foram estatisticamente significantes. Aumento na resistência de união foi observado após a aplicação do monômero das resinas Trevalon ou Trevalon HI. Com o uso do monômero da resina RR, os valores de resistência de união não se diferenciaram dos valores do grupo controle. O agente de união Vitacoll proporcionou melhora significativa na união com a resina Trevalon, mas nenhuma mudança foi obtida com a resina Redilon. O agente experimental conferiu melhora significativa para a resina Trevalon, no entanto essa melhora não foi estatisticamente diferente quando comparada ao grupo do Vitacoll. Os valores de resistência de união melhoraram com a utilização do agente experimental e resina Redilon. Os autores concluíram que os passos mais importantes para a união entre dentes artificiais e resinas para base de prótese são a eliminação da cera seguida pelo uso de um agente de união na superfície de união.

No mesmo ano, **Ganzarolli et al.**³¹ avaliaram a influência de dois métodos de polimerização sobre a resistência de união entre dentes artificiais e bases de próteses. Para o estudo, os autores utilizaram 14 caninos superiores tamanho 264 (Biotone), uma resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 550) e uma resina acrílica polimerizada em microondas (Acron MC). Os testes de tração foram realizados em máquina de ensaios Instron com uma velocidade de 0,5 mm/min. Após a realização do teste, as fraturas foram visualmente observadas e classificadas em coesiva, adesiva, coesiva-adesiva e adesiva-coesiva. Os valores de resistência de união entre dentes artificiais e resinas para base de prótese não

sofreram influência do método de polimerização da resina acrílica. A polimerização por microondas permitiu uma união eficaz entre os dentes artificiais e a resina para base. As duas marcas comerciais de resinas utilizadas não mostraram falha do tipo adesiva, indicando uma união aceitável entre dentes artificiais e resina.

Os efeitos de diferentes tratamentos da interface de dentes artificiais unidos a resina composta e a resina autopolimerizável sobre a resistência de união foram avaliados por **Papazoglou e Vasilas**⁵¹, ainda em 1999. Para isso, incisivos centrais e caninos de resina acrílica (Myerson Special) foram fixados em cilindros de resina acrílica autopolimerizável (Vertex Orthoplast). Foram realizados os seguintes tratamentos: Grupo A – aplicação de monômero de metil metacrilato (MMA) (Jet Líquido) por 3 minutos na superfície do dente antes da inserção da resina autopolimerizável (Jet); Grupo B – aplicação de monômero de viniletil de metacrilato (VEMA) (Trim Líquido), seguida da inserção de resina autopolimerizável (Trim); Grupo C – aplicação de MMA na superfície do dente por 3 minutos, seguida pela aplicação de duas camadas de agente de união (Prime e Bond 2.0) e pela inserção de dois incrementos de resina composta (Spectrum TPH) de aproximadamente 2 mm de altura; Grupo D – aplicação de MMA por 3 minutos antes da utilização de duas camadas de resina fluída (Heliobond); Grupo E – aplicação de VEMA por 3 minutos, seguida pela aplicação de duas camadas de agente de união (Prime e Bond 2.0) e inserção de resina composta; Grupo F – aplicação de MMA por 3 minutos antes da inserção de um compósito

modificado de cor amarela (Paint on Color) e inserção de resina composta; Grupo G – inserção de duas camadas de resina fluída (Heliobond). Todas as amostras foram armazenadas a 37°C por 7 dias, sendo submetidas a termociclagem com a utilização de 1000 ciclos/min. e temperatura variando de 5 para 55°C. Foi utilizada uma máquina de teste Instron com velocidade de 1,5 mm/min. para o ensaio mecânico de cisalhamento. Foi observado que a aplicação do monômero MMA aumentou significativamente a adesão com a resina composta em comparação ao monômero de VEMA ou quando nenhum monômero foi aplicado. A utilização de resina composta modificada por cor entre o dente de resina acrílica e a resina composta com o objetivo de melhorar a estética dos dentes artificiais promoveu uma adesão comparável à utilização dos agentes de união. Concluiu-se que a resistência dos dentes artificiais quando unidos à resina composta foi similar à resistência de união com a resina acrílica autopolimerizável.

A resistência de união entre dois tipos de dentes artificiais de resina acrílica e uma resina de base, após a termociclagem, foi avaliada por **Chai et al.**¹² em 2000. Os autores utilizaram o dente artificial de resina acrílica convencional Trubyte Bioblend Plastic Teeth (Dentsply) e o dente com agente de ligações cruzadas Trubyte, Bioblend IPN Teeth (Dentsply). A resina de base avaliada foi a Palapress Vario (Kulzer). Os dentes foram divididos em três grupos, conforme o tratamento realizado: aplicação de um solvente (diclorometano), preparo de uma retenção ou sem qualquer modificação na interface de união. Após a demineralização, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 10 dias. Metade das

amostras foram termocicladas entre 4 e 60°C por 10.000 ciclos, sendo 1 ciclo/minuto. A seguir, o ensaio mecânico de compressão foi realizado em máquina de teste (TCM-200, Minebea) com velocidade de 1 mm/min. Vinte dentes de porcelana Bioblend Porcelain Teeth (Dentply) foram processados com a resina de base. Para essas amostras, foram colocados dois pinos de metal na superfície palatina dos dentes para retenção da resina de base. Esses dados foram utilizados para comparação. Foi realizada análise das falhas após a fratura das amostras. As falhas foram classificadas em coesivas ou adesivas. Após análise estatística dos resultados, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes na resistência de união dos dois tipos de dentes unidos a resina de base. A termociclagem diminuiu significativamente a resistência de união dos dentes artificiais de resina acrílica unidos ao material de base avaliado. Já para as amostras com dentes de porcelana, não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos termociclado e não termociclado. O tratamento da superfície de união com diclorometano melhorou a resistência de união quando comparada aos dentes não tratados ou aos dentes com retenções e entre essas a diferença não é significativa. Quanto à classificação das falhas, os dentes sem tratamento e com retenções apresentaram falhas predominantemente do tipo adesivas ao contrário dos dentes que receberam tratamento com diclorometano e dos dentes de porcelana, os quais mostraram falhas coesivas. Os autores recomendam a aplicação de diclorometano na interface de união dos dentes artificiais antes do processamento da resina de base com a finalidade de melhorar a resistência de união.

Ainda em 2000, **Cunningham**²⁰ avaliou a resistência de união por cisalhamento após a aplicação de agentes de união (Vitacoll ou um agente de união experimental) na interface dente artificial-resina acrílica de base. Para esse estudo, foram utilizados dentes anteriores superiores (modelo T20 Cosmopolitan, Dentsply). Para a resina termopolimerizável (Trevalon) foram estabelecidos 3 grupos: 1) sem agente de união (controle); 2) uso do agente Vitacoll e 3) uso do agente de união experimental (composto de um solvente, um ácido fraco e um agente de ligação cruzada). As amostras confeccionadas com a resina fotopolimerizável (Triad VLC Material) também foram divididas em 3 grupos: no primeiro grupo (controle), utilizou-se o adesivo da própria resina (Triad VLC bonding agent). No segundo grupo, foi utilizado o agente de união Vitacoll e no terceiro grupo, o agente de união experimental. O teste de cisalhamento foi realizado com velocidade de 2,5 mm/min. Os sítios de fratura também foram observados visualmente. Para a resina termopolimerizável, os resultados, em N, revelaram que apesar de ter ocorrido aumento nos valores de resistência de união para o grupo no qual se utilizava o agente Vitacoll, esses valores não foram estatisticamente diferentes das amostras não tratadas. Com a aplicação do agente de união experimental, a união foi significativamente reforçada quando comparada às amostras não tratadas e ao grupo de aplicação do agente de união comercializado. Para a resina termicamente ativada, observou-se maior número de fraturas adesivas-coesivas (83%) quando foi utilizado o agente de união experimental. Para a resina fotopolimerizável, a utilização do agente de união Vitacoll implicou em maior resistência quando comparado ao adesivo

recomendado pelo fabricante da resina. Para esse tipo de resina, a análise visual dos sítios de união revelou ausência de fraturas do tipo adesiva-coesiva.

A resistência de união de dois tipos de dentes artificiais (convencional – Trubyte, Bioblend Plastic Teeth e com cadeias cruzadas – Trubyte, Bioblend IPN Teeth) e três tipos de resinas para base de prótese (resina termopolimerizável – Acron, resina polimerizável em microondas – Acron MC e resina quimicamente ativada – Palapress Vario) foi avaliada por **Takahashi et al.**⁶⁹ também em 2000. Além disso, os autores examinaram a eficácia de um solvente (diclorometano) e da confecção de retenções na interface de união dos dentes. Trinta dentes convencionais e 30 dentes com cadeias cruzadas foram utilizados para a confecção das amostras. Todos os dentes escolhidos foram incisivos centrais superiores. Após a demuflagem, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 10 dias antes do teste de compressão. O ensaio mecânico foi realizado em máquina de teste (TCM-200, Minebea) com velocidade de 1 mm/min. Foram confeccionadas mais 10 amostras para cada combinação: tipo de dente artificial X resina de base X tratamento de superfície. A superfície de união dos dentes artificiais foi tratada com um solvente (diclorometano), recebeu o preparo de uma retenção ou ainda não sofreu qualquer tipo de tratamento. Dez dentes de porcelana (Bioblend Porcelain Teeth) foram processados com cada uma das três resinas de base. Para essas amostras, foram colocados dois pinos de metal na superfície palatina dos dentes para retenção da resina de base. Esses dados foram utilizados para comparação. Foi realizada microscopia eletrônica de

varredura e análise das falhas após a fratura das amostras. As falhas foram classificadas em coesivas ou adesivas. Após análise estatística dos resultados, observou-se que os dentes convencionais apresentaram resistência de união mais elevada quando comparados aos dentes com cadeias cruzadas. A ordem decrescente de resistência de união para as resinas de base foi a seguinte: resina termopolimerizável, resina polimerizada em microondas e resina quimicamente ativada. A união entre os dentes artificiais e a resina de base de prótese foi melhorada pela preparação de uma retenção na superfície palatina dos dentes. O tratamento da interface de união com diclorometano proporcionou uma melhora adicional à resistência de união. A resistência de união obtida com os dentes de porcelana (entre 110 a 135 N) foi comparável aos valores alcançados quando se utilizou dentes com cadeias cruzadas e resina termopolimerizável sem qualquer tratamento de superfície.

Em 2001, **Honda**³⁴ avaliou a resistência de união por tração de dentes de resina acrílica realizando modificações na interface: base original (controle), canaletas verticais ou perfurações circulares. O autor também estudou a influência do tipo de resina acrílica termicamente ativada utilizada na confecção da base da prótese total. Foram utilizadas duas resinas (Vipi e Clássico) e dentes artificiais Biotone (Dentply modelo 264). Para a realização das modificações na interface de união dos dentes, foi utilizada uma fresa esférica de 1,5 mm de diâmetro. Já as canaletas verticais, possuíam 3 mm de comprimento e profundidade equivalente a ponta ativa da fresa. As amostras ficaram imersas em água destilada a 37°C até a

realização do teste por 14 ou 21 dias. Os testes mecânicos foram realizados em máquina VersaTest-Mecmesin. O autor observou que a confecção de retenções mecânicas na forma de canaletas verticais e perfurações circulares na interface de união do dente de resina não alterou estatisticamente os valores de união do dente à base de resina acrílica. O tipo de resina acrílica termopolimerizável utilizada interferiu de forma relevante na resistência de união.

Em 2002, **Amin**¹ avaliou e comparou a resistência de união de resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis a dentes artificiais após armazenamento em água e termociclagem em intervalos semanais pelo período de 3 meses, 6 meses e 1 ano. Foram utilizados para o estudo, o dente artificial Star Acrylite, a resina acrílica termopolimerizável Paladon 65 e a resina acrílica Paladur. Os dentes utilizados para a união com a resina autopolimerizável foram jateados com óxido de alumínio. As amostras foram armazenadas em água deionizada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ e termocicladas em intervalos semanais por 1 hora. O autor dividiu as amostras em 4 grupos: Grupo 1 (controle) – deixadas ao ar livre na temperatura de $37 \pm 1^\circ\text{C}$ e testadas depois de 24 horas da polimerização; Grupo 2 – armazenadas por 3 meses; Grupo 3 – armazenadas por 6 meses e Grupo 4 – armazenadas por 1 ano. Os testes de tração foram realizados em máquina de teste MTS 810, ajustada com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,25 mm/min. As superfícies de união após a fratura foram observadas em microscópio óptico com o aumento de 90X. As falhas foram classificadas em coesivas, adesivas ou mistas. A resistência de união por tração para dentes

acrílicos e resina termopolimerizável foi significativamente maior ($p < 0,05$) do que a união produzida para dentes similares com resinas autopolimerizáveis. A exposição à água em temperatura bucal por um período extenso resultou em valor médio de resistência de 17 MPa para a união dente artificial/resina de base autopolimerizável. Esse valor foi 50% menor que o grupo controle de resistência de união (35,5 MPa) e abaixo do valor padrão da especificação da ADA (31,0MPa). A resina termopolimerizável sofreu menor influência da exposição à água na temperatura bucal quando comparada com as resinas autopolimerizáveis. Depois de 1 ano de imersão em água a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, a união dos dentes com a resina termopolimerizável apresentou valor médio de resistência de 30,2 MPa.

Schneider et al.⁶², ainda em 2002, determinaram quais combinações entre diferentes marcas de dentes artificiais e resinas acrílicas para base de prótese resultariam em melhor resistência de união. Foram avaliadas uma resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 199), uma resina acrílica polimerizada por microondas (Acron MC) e quatro marcas comerciais de dentes artificiais com base de polimetilmetacrilato (SLM, IPN, Vitapan e SR-Orthotip-PE). A especificação nº15 da ADA foi guia para a preparação dos corpos-de-prova. As amostras foram armazenadas a seco em ambiente úmido e na temperatura ambiente. Antes da execução do teste, as amostras foram termocicladas entre 5° e 55°C por 24 horas ou aproximadamente 1000 ciclos. Os testes de tração foram realizados em máquina de teste Universal (modelo 1435, Zwick GmbH and Co.) com célula de carga de 10 kN e velocidade de 0,05 cm/min. Após a fratura, as amostras foram

observadas em microscópio eletrônico de varredura. Os maiores valores de resistência de união foram obtidos com resina acrílica convencional termopolimerizada. Independente do tipo de resina acrílica utilizada, os valores de resistência de união observados com os dentes Orthotip e IPN foram significativamente mais elevados do que aqueles verificados com os dentes SLM e Vitapan. Os dentes artificiais Orthotip falharam coesivamente com ambas as resinas. O grupo termopolimerizável falhou coesivamente, enquanto que a resina polimerizadas por microondas apresentou falhas adesivas.

A resistência de união entre dentes acrílicos e resinas composta ou autopolimerizável foi investigada por **Yanikoglu et al.**⁷⁷, em 2002. Incisivos centrais (Majordent) foram fixados em um cilindro de resina acrílica autopolimerizável. Os dentes foram desgastados com lixa de papel e foram divididos em grupos. No grupo 1, a superfície do dente de resina acrílica foi embebida com monômero (metilmetacrilato – MMA) por 3 minutos, sendo em seguida, inserida a resina autopolimerizável. No grupo 2, a superfície foi embebida com MMA por 3 minutos e duas camadas de agentes de união foram aplicadas e fotopolimerizadas. Dois incrementos de compósitos (Valux Plus) de 2 mm de altura foram acrescentados e polimerizados. No grupo 3, a superfície de resina acrílica recebeu condicionamento ácido (3M Scotchbond) por 1 minuto, sendo em seguida aplicado o MMA por 3 minutos e duas camadas de agente de união. O compósito foi acrescentado como no grupo 2. Para o grupo 4, fez-se a aplicação de MMA na superfície de resina acrílica. Em seguida, o compósito foi

acrescentado como no grupo 2. No grupo 5, duas camadas de agente de união foram aplicadas na superfície da resina acrílica e fotopolimerizadas. O compósito também foi acrescentado como no grupo 2. Dois grupos de corpos-de-prova foram hidratados e receberam os mesmos tratamentos dos grupos 1 e 2. As amostras foram armazenadas por 7 dias a 37°C e 100% de umidade e termocicladas por 500 vezes variando-se a temperatura de 5 a 50°C permanecendo um minuto em cada temperatura. A força de cisalhamento foi aplicada paralelamente a interface dente-compósito, utilizando uma máquina de testes (Housfield) com velocidade de 1,5 mm/min. Os resultados mostraram que o grupo 1 obteve média de resistência de união significativamente mais elevada. O grupo 3 mostrou-se diferente dos grupos 2, 4 e 5. Os autores acreditaram que o condicionamento ácido criou rugosidades adicionais na superfície da resina acrílica. Os grupos 2, 3 e 5 apresentaram valores médios de resistência de união maiores do que o grupo 4. Este grupo, por sua vez, apresentou as menores médias de resistência de união. Os autores concluíram que os maiores valores de resistência de união foram obtidos nas amostras confeccionadas de resina acrílica polimerizadas sob pressão e embebidas com monômero. Um aumento na resistência de união entre dente artificial e resina composta pode ser alcançado com a utilização do agente de união. Não existiram diferenças entre os valores de resistência das amostras hidratadas e não hidratadas.

Zuckerman⁷⁸, em 2003, avaliou se a união dente/resina é mais resistente que os próprios materiais que a compõem. O estudo estabeleceu dois grupos

experimentais. Nas amostras do grupo controle, os dentes não sofreram qualquer alteração. Já nas amostras de teste, a interface de união dos dentes e o cingulo foram recontornados com uma roda abrasiva, formando uma retenção. Durante a inserção das amostras na máquina de teste, os dentes foram inclinados em 140° para simular a direção das forças nos dentes superiores durante a função. Foram utilizados dentes Bioform, modelo 62G (Dentsply International). Para a base foi utilizada resina autopolimerizável (Z10 Acrylic). As falhas ocorreram quando o dente se deslocou da base da prótese ou quando o dente ou o material de base fraturou e separou-se. Os resultados mostraram que os dentes sem modificações não exibiram nenhuma tendência de união com a base da prótese. Os dentes modificados fraturaram antes que a separação pudesse ocorrer. O autor concluiu que a retenção realizada nos dentes artificiais produz união mecânica.

3 Proposição

O presente estudo avaliou, comparativamente, o efeito de desinfecções sucessivas por meio de energia de microondas sobre a resistência de união entre dois tipos de dentes artificiais e três resinas termopolimerizáveis para bases de próteses, utilizando-se o ciclo de desinfecção com tempo de 6 minutos e potência de 650 W⁴⁹. Além disso, a face de união do dente artificial/resina de base foi observada, sendo as falhas classificadas em adesivas, coesivas ou mistas.

4 Material e Método

4.1 Materiais

4.1.1 Água destilada;

4.1.2 Cera rosa nº7, marca Wilson, fabricada por Polidental Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil;

4.1.3 Copos descartáveis de 50 mL, fabricados por Copobras, São Ludgero, SC, Brasil;

4.1.4 Dentes artificiais **Trubyte Biotone (DB)**, modelo 264, fabricados por Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil;

4.1.5 Dentes artificiais **SR Vivodent PE (DV)**, modelo A15, fabricados por Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein;

4.1.6 Detergente caseiro neutro, marca Ypê, fabricado por Química Amparo Ltda, Amparo, SP, Brasil.

4.1.7 Gesso Tipo III, marca Herodent, fabricado por Vigodent S.A. Ind. Comércio, Bonsucesso, RJ, Brasil;

4.1.8 Isolante à base de alginato, marca Cel-Lac, fabricado por SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;

4.1.9 Papel celofane;

4.1.10 Resina acrílica para base de prótese termopolimerizável **Lucitone 550**, fabricada por Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil (pó: lote nº 68300/líquido: lote nº 37375);

Material e Método

4.1.11 Resina acrílica para base de prótese termopolimerizável **QC20**, fabricada por Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil (pó: lote nº 6168/líquido: lote nº 64980);

4.1.12 Resina acrílica para base de prótese polimerizada por energia de microondas **Acron MC**, fabricada por GC America Inc., Alsip, IL, EUA (lote nº 0007103);

4.1.13 Silicone de condensação, massa densa, marca Zeta Labor, fabricado por Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália;

4.1.14 Vaselina sólida, fabricada por Chemco Ind. e Comércio Ltda, Campinas, SP, Brasil.

4.2 Instrumentos

4.2.1 Béquer graduado de 600 mL, fabricado por Satelit, Suzano, SP, Brasil;

4.2.2 Espátula de aço nº36, marca Duflex, fabricada por SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil;

4.2.3 Gral e espátula para gesso, fabricados por Jon, São Paulo, SP, Brasil;

4.2.4 Lâmpada a álcool;

4.2.5 Micropipeta de 500-5000 µl, fabricada por Eppendorf do Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil;

4.2.6 Mufla metálica nº6, fabricada por OGP Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil;

Material e Método

4.2.7 Mufla plástica, fabricada por GC America Inc., Alsip, IL, EUA;

4.2.8 Peça reta, fabricada por Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil;

4.2.9 Pincel Tigre, fabricado por Tigre S.A. Tubos e Conexões, Joinville, SC, Brasil;

4.2.10 Ponta Minicut, fabricada por Labordental, São Paulo, SP, Brasil;

4.2.11 Pote de vidro com tampa para resina acrílica, fabricado por Jon, São Paulo, SP, Brasil;

4.2.12 Prensa manual, fabricada por OGP Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil;

4.2.13 Seringa hipodérmica;

4.2.14 Termômetro;

4.2.15 Tubos de polivinilcloro (PVC) de 20 e 40 mm de diâmetro, fabricados por Tigre S.A. Tubos e Conexões, Joinville, SC, Brasil;

4.3 *Aparelhos*

4.3.1 Balança Gehaka, fabricada por Indústria e Comércio Eletro-Eletrônica Gehaka Ltda, São Paulo, SP, Brasil;

4.3.2 Destilador de água, modelo Q-341-25, fabricado por Quimis Aparelhos Científicos Ltda, Diadema, SP, Brasil;

4.3.3 Estufa de cultura Orion 502, fabricada por Fanem Ltda, São Paulo, SP, Brasil;

4.3.4 Fogão industrial com duas bocas;

Material e Método

4.3.5 Forno de microondas modelo BMC38ABHNA, Sensor Crisp 38 – DES (Double Emission System), fabricado pela Brastemp, Manaus, AM, Brasil;

4.3.6 Lupa estereoscópica, fabricada por Carl Zeiss, Jena, Alemanha;

4.3.7 Máquina de ensaios mecânicos MTS 810, fabricada por Material Test System, Éden Prairie, MN, EUA. (Identificação: Máquina de Ensaios Universal MTS, Modelo: 810 Material Test System, Programa: Test Work 4, Programa de controle: Test Star II).

4.3.8 Microscópio eletrônico de varredura LEO, modelo Stereoscan 440, fabricado por Carl Zeiss SMT Ltda., Inglaterra;

4.3.9 Prensa hidráulica, fabricada por Delta Máquinas Especiais, Vinhedo, SP, Brasil;

4.3.10 Termopolimerizadora modelo P100, fabricada por Termotron Equipamentos Ltda, São Bernardo do Campo, SP, Brasil;

4.3.11 Vibrador para gesso, fabricado por EDG Equipamentos E Controle Ltda, São Paulo, SP, Brasil.

4.4 Método

4.4.1 Preparação das muflas

Dois anéis de PVC com 40 mm de diâmetro e 20 mm de altura foram bipartidos verticalmente sem perda de nenhum fragmento. Com as partes em íntimo contato, os anéis foram preenchidos com cera nº 7 e em seguida, isolados com vaselina sólida (Figura 1).



FIGURA 1- Anel de PVC íntegro, bipartido e preenchido com cera.

Em seguida, esses anéis foram incluídos em mufla com gesso pedra Tipo III (Figura 2), proporcionado e manipulado manualmente por 1 minuto, de acordo com as recomendações do fabricante.



FIGURA 2- Anéis de PVC preenchidos com cera e incluídos na mufla.

Após a presa do gesso (1 hora), toda a cera foi eliminada com água em ebulição, os anéis foram removidos, formando-se duas cavidades na mufla (Figura 3). A seguir, a superfície do gesso foi isolada com Cel lac.



FIGURA 3- Cavidades formadas na mufla.

Novos anéis de PVC, também com 40 mm de diâmetro, mas com 30 mm de altura foram preparados como descrito anteriormente. A seguir, esses anéis foram fixados sobre as cavidades presentes na mufla com cera nº 7 liquefeita. Essa fixação auxiliou no direcionamento das cavidades a serem formadas na contra-mufla. Os anéis foram isolados com vaselina sólida e a contra-mufla foi colocada em posição, sendo em seguida preenchida também com gesso pedra Tipo III. Após o vazamento, o conjunto mufla e contra mufla foi fechado e mantido sob carga de 0,5 tonelada, em prensa hidráulica até a presa final do gesso. Em seguida, a mufla foi aberta, os anéis de PVC foram retirados e a cera, eliminada com água em ebulição. Formaram-se, então, duas cavidades na contra-mufla coincidentes com as cavidades na mufla (Figura 4). Todo esse procedimento foi realizado tanto para as muflas metálicas, como para as muflas plásticas.



FIGURA 4- Cavidades formadas na contra-mufla.

4.4.2 Padronização dos corpos-de-prova

Para a padronização do posicionamento dente artificial/resina de base, inicialmente, dois anéis de PVC com 20 mm de diâmetro e 20 mm de altura foram preenchidos com cera nº 7 liquefeita. Em seguida, dois incisivos centrais (direito e esquerdo) foram fixados, um em cada anel, em um ângulo aproximado de 45°, aferido com o auxílio de um transferidor. Previamente, por meio de uma caneta de ponta fina, delimitou-se em cada incisivo central a área do colo cervical. Esta região foi totalmente imersa na cera, ficando exposta somente a coroa do dente (Figura 5).



FIGURA 5- Corpos-de-prova encerados.

A seguir, as cavidades presentes na mufla foram preenchidas com massa densa de silicone de condensação, proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante e o dente unido ao anel de PVC, previamente isolado com vaselina sólida, foi inserido no silicone (Figura 6).



FIGURA 6- Moldagem dos dentes artificiais.

Após a polimerização do silicone, o dente foi removido e o molde observado quanto à sua fidelidade e à presença de bolhas. A seguir, o molde foi isolado com vaselina sólida e o dente unido ao anel, reposicionado em seu

Material e Método

interior. A contra mufla foi preenchida também com silicone. A mufla foi fechada e mantida sob carga de 0,5 tonelada em prensa hidráulica até a polimerização do material. Decorrido o tempo necessário, a mufla foi aberta (Figura 7), os anéis removidos, os moldes avaliados e os excessos recortados com um estilete. Essa metodologia foi realizada para as duas marcas de dentes artificiais.



FIGURA 7- Moldagem dos cilindros de PVC.

Após esses procedimentos, os dentes foram posicionados nos moldes da mufla (Figura 8).



FIGURA 8- Dentes posicionados no molde da mufla.

Material e Método

Os moldes da contra-mufla foram preenchidos com resina de base na fase plástica. Decorridos a prensagem e o ciclo de polimerização, a mufla foi aberta. Após a demuflagem, obteve-se o modelo padrão composto por resina de base e dente artificial. (Figura 9). Foram confeccionados quatro modelos padrão, sendo dois para cada marca de dente.



FIGURA 9- Modelos padrão.

4.4.3 Obtenção dos corpos-de-prova

Inicialmente, obteve-se o molde dos dentes artificiais na mufla como previamente descrito (Figura 10).



FIGURA 10- Molde dos dentes artificiais.

Após a polimerização do silicone, moldou-se o cilindro de resina do modelo padrão na contra-mufla (Figura 11).

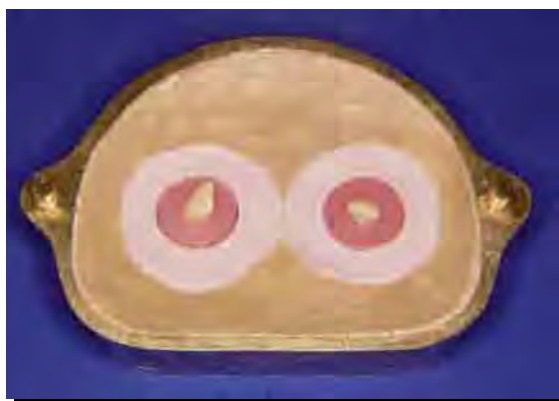


FIGURA 11- Moldagem do cilindro de resina.

Em seguida, removeu-se a cera presente na interface de união dos dentes artificiais primeiramente com água em ebulição e em seguida, realizou-se a limpeza com água e detergente. Os moldes da mufla foram isolados com vaselina sólida e dois incisivos centrais foram neles posicionados. Após esse procedimento, a resina acrílica foi proporcionada e manipulada de acordo com as

Material e Método

recomendações do fabricante (Quadro 1). Foram selecionadas, para este estudo, três resinas termopolimerizáveis amplamente utilizadas para a confecção de bases de próteses.

Quadro 1- Sigla, proporção pó/líquido e tempo de polimerização das resinas de base utilizadas.

MATERIAL	SIGLA	PROPORÇÃO PÓ/LÍQUIDO	TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO
Lucitone 550	L	8,4 g de pó 4,0 ml de líquido	90 minutos a 73°C e 30 minutos a 100°C
QC 20	QC	9,2 g de pó 4,0 ml de líquido	Imersão em água em ebulição. Aguardar 20 minutos depois que a água atingir novamente a ebulição
Acron MC	AC	8,4 g de pó 4,0 ml de líquido	3 minutos no forno de microondas na potência de 540W

Para a proporção das resinas de base, um copo plástico foi posicionado no centro de uma balança eletrônica com precisão de 0,001 g. A balança foi zerada para que o pó colocado no interior do copo plástico, pudesse ser corretamente pesado. O líquido foi proporcionado por meio de pontas descartáveis acopladas a uma micropipeta (500-5000 µl).

Material e Método

O molde do cilindro de resina obtido na contra-mufla foi isolado com vaselina sólida. Em seguida, a resina foi manipulada em um pote de vidro durante 30 segundos, à temperatura de 23⁰C, aguardando-se a sua fase plástica para o preenchimento da cavidade do molde (Figura 12).



FIGURA 12- Preenchimento das cavidades com resina na fase plástica.

Uma folha de papel celofane umedecida foi posicionada sobre a resina para a realização da prensagem de prova em prensa hidráulica com carga de 0,5 tonelada. Em seguida, a mufla foi aberta, o papel celofane removido e os excessos de resina recortados com um estilete. As muflas metálicas foram novamente fechadas e levadas à prensa, aplicando-se uma carga de 1,25 tonelada. As muflas para a resina AC tiveram seus parafusos colocados e apertados antes da prensagem final executada também com 1,25 tonelada. Todas as muflas foram deixadas por 30 minutos na prensa hidráulica, para padronização dos corpos-de-prova.

Decorrido este período, as muflas foram transferidas da prensa hidráulica para a prensa manual, sendo iniciado o ciclo de polimerização conforme o

Material e Método

Quadro 1. As muflas plásticas foram levadas diretamente ao forno de microondas. Para a resina L, foi utilizado o ciclo de polimerização curto descrito pelo seu fabricante e para a resina QC, utilizou-se o ciclo A (Quadro1).

Concluída a polimerização, as muflas foram deixadas 30 minutos sobre a bancada e 15 minutos em água corrente. Após a demuflagem, os corpos-de-prova foram submetidos ao acabamento com uma ponta Minicut para remoção de irregularidades (Figura 13).



FIGURA 13- Vista frontal do corpo-de-prova.

4.4.4 Desinfecção dos corpos-de-prova em microondas

Para a análise do efeito das desinfecções sucessivas com energia de microondas, sobre a resistência de união entre dentes artificiais e resinas para bases de próteses, os 240 corpos-de-prova foram divididos em quatro grupos:

- Grupo 1 (G1): os corpos-de-prova foram imersos em água destilada por 48 ± 2 horas, ficando armazenados em estufa a 37°C ;

Material e Método

- Grupo 2 (G2): os corpos-de-prova foram imersos em água destilada por 48 ± 2 horas e submetidos a dois ciclos de desinfecção utilizando o tempo de 6 minutos e potência de $650W^{49}$. Esse grupo caracterizou o ciclo mínimo de desinfecção necessário no caso de um ajuste da prótese e de seu encaminhamento para o laboratório.
- Grupo 3 (G3): os corpos-de-prova foram imersos em água destilada por 48 ± 2 horas e submetidos a sete ciclos de desinfecção utilizando o tempo de 6 minutos e potência de $650W$. Os ciclos foram realizados um por dia após as 48 ± 2 horas iniciais. Entre os ciclos, os corpos-de-prova ficaram armazenados em água destilada a $37^{\circ}C$. Esse grupo caracterizou as desinfecções sucessivas.
- Grupo 4 (G4): os corpos-de-prova foram imersos em água destilada por 8 dias em estufa a $37^{\circ}C$.

As irradiações no forno de microondas, com dupla emissão de ondas, foram realizadas com os corpos-de-prova posicionados no interior de um béquer imersos em 200ml de água destilada (Figura 14). É importante salientar que após cada desinfecção, aguardava-se o resfriamento do forno de microondas antes de submeter um novo corpo-de-prova à desinfecção.

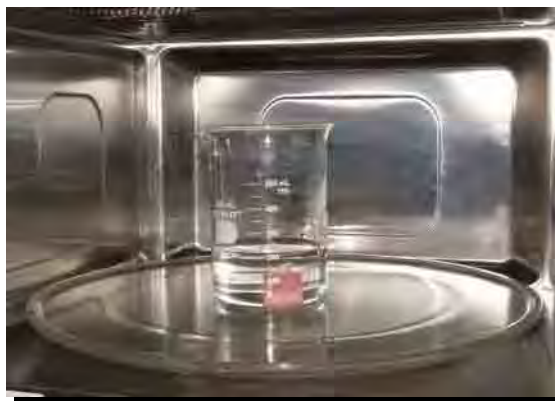


FIGURA 14- Corpo-de-prova no interior do microondas.

4.4.5 Ensaio mecânico de cisalhamento

Após o período de imersão (G1 e G4) ou após as desinfecções (G2 e G3), as amostras foram submetidas ao ensaio mecânico.

A resistência de união foi verificada por meio do teste de cisalhamento, utilizando-se a máquina de ensaios MTS-810 Material Test System, velocidade de 0,5 mm/min e célula de carga de 10 kN com fundo de escala de 2 kN.

Para a realização dos testes, cada corpo-de-prova foi posicionado com a superfície palatina voltada para o cinzel, por meio de um dispositivo para fixação da amostra na máquina de ensaios (Figura 15). Dessa forma, o cinzel incidiu na interface da superfície palatina do dente artificial/resina acrílica, sendo nesta região a aplicação da força. A força aplicada foi aumentada de forma progressiva até que ocorresse a ruptura dos corpos-de-prova.



FIGURA 15- Amostra posicionada para o teste de cisalhamento.

A área da interface de união dos dentes artificiais imersa na resina acrílica foi previamente calculada por meio de AutoCad 2000. Posteriormente, os valores de resistência de união foram calculados em MPa com base na fórmula:

$$B = F/S$$

Onde B = resistência de união, F = força de ruptura em Newtons e S = área da interface de união dos dentes artificiais em mm², sendo 61 mm² para DB e 76 mm² para DV.

4.4.6 Classificação das falhas e microscopia eletrônica de varredura

Posteriormente, a face de união do dente artificial/resina foi observada em lupa estereoscópica com aumento de 10 vezes e as falhas foram classificadas em:

Falha adesiva: na interface de união entre dente artificial e resina de base;

Falha coesiva: na camada de resina ou no dente artificial;

Falha mista: composição entre falha adesiva e coesiva.

Para a classificação, mais da metade da superfície deveria estar enquadrada em um dos padrões de falha adesiva ou coesiva. Caso contrário, a falha seria considerada mista.

Também, foi realizada microscopia eletrônica de varredura com o objetivo de contribuir para a interpretação dos resultados. Foram selecionados 24 corpos-de-prova, sendo um de cada combinação resina X dente artificial X grupo experimental. Para essa análise, os corpos-de-prova foram montados em *stubs* e submetidos à metalização áurica. Após esse procedimento, as amostras metalizadas foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura Leo, modelo Stereoscan 440 e fotografados em aumento de 25 vezes.

4.5 *Planejamento experimental*

Neste trabalho, para avaliar o efeito de desinfecções sucessivas por meio da utilização de microondas sobre a resistência de união entre dentes artificiais e resinas para bases, foi utilizado o procedimento estatístico da análise de variância. Há três fatores em estudo: o fator *dente artificial*, composto pelas marcas Vivodent e Biotone, o fator *resina*, constituído pelas resinas QC-20, Acron e Lucitone, e o fator *método de desinfecção*, composto por quatro grupos: G1 (imersão em água por 48 horas), G2 (desinfecção mínima: dois ciclos de 6 minutos a 650W), G3 (desinfecção sucessiva: sete ciclos de 6 minutos a 650W - um ciclo por dia após 48 horas em água) e G4 (imersão em água por 8 dias). Definiu-se que dez repetições para cada condição experimental seriam suficientes para a análise da resistência de união, totalizando 240 corpos-de-prova.

Material e Método

Para comparações múltiplas de médias foi empregado o teste de Tukey e para a comparação de apenas duas médias foi empregado o teste t de Student. Em todos os testes foi adotado o nível de 5% de significância para decidir pela existência de diferença significativa entre médias.

É indispensável que algumas condições sejam satisfeitas, pelo menos aproximadamente, para que a análise estatística proposta possa ser empregada. As principais são: a independência dos dados experimentais, a qual foi obtida pelo fato de cada medida de resistência ter sido calculada em um corpo-de-prova diferente; a homogeneidade de variâncias, determinada pelo teste de Levene, e a normalidade dos resíduos, avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. O resíduo é uma estimativa do erro experimental e é calculado pela diferença entre o valor da resistência de união e a média do grupo ao qual o valor pertence.

Foram construídos, também, intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais correspondentes aos grupos experimentais em análise. O cálculo da amplitude dos intervalos de confiança foi feito tomando-se o desvio padrão determinado pela raiz quadrada da média quadrática do resíduo da análise de variância.

5 Resultado

Na Tabela A1, do Apêndice A, são dados os valores de resistência de união entre o dente artificial Vivodent e as resinas QC 20, Acron e Lucitone, em MPa, de acordo com o grupo utilizado: G1 (imersão em água por 48 horas), G2 (desinfecção mínima: dois ciclos de 6 min a 650W), G3 (desinfecção sucessiva: sete ciclos de 6 min a 650W - 1 ciclo por dia após 48 horas em água) e G4 (imersão em água por 8 dias). Na Tabela B1, do Apêndice B, são dados os valores de resistência relativos ao dente artificial Biotone.

Na Tabela 1 é apresentado o sumário da análise de variância para avaliar o efeito dos três fatores: *dente artificial*, *resina*, *grupo* e suas interações sobre a resistência de união. São mostrados também os resultados dos testes de Levene e de Shapiro-Wilk para avaliar a homogeneidade de variância e a normalidade dos resíduos. Considerando que essas pressuposições devem ser válidas aproximadamente, pode-se aceitar $P > 0,01$ para viabilizar a análise de variância. Quanto à análise de variância, observa-se que todos os efeitos testados são significativos ($P < 0,05$), inclusive da interação tripla envolvendo os três fatores. A significância da interação tripla torna a análise mais complexa. Então, esta foi subdividida, efetuando-se análises separadas para cada dente artificial, cujos resultados estão expostos abaixo.

Tabela 1- Sumário da análise de variância para avaliar os efeitos de dente artificial, resina, grupo e suas interações sobre a resistência de união

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	P
Dente	1	449,48	237,17	<0,001
Resina	2	8,23	4,34	0,014
Grupo	3	12,30	6,49	<0,001
Interações				
Dente*Material	2	22,67	11,96	<0,001
Dente*Grupo	3	86,34	45,56	<0,001
Material*Grupo	6	9,63	5,08	<0,001
Dente*Material*Grupo	6	5,20	2,75	0,014
Resíduo	216	1,90		

Homogeneidade de variâncias: $P= 0,029$ (Levene)

Normalidade dos resíduos: $P= 0,227$ (Shapiro-Wilk)

5.1 Dentes Vivodent (DV)

O sumário da análise de variância para a avaliação da resistência de união entre o DV e as resinas QC, AC e L, de acordo com o grupo é dado na Tabela A2 do Apêndice A. Esta tabela inclui o resultado dos testes para avaliação da homogeneidade de variância e da normalidade dos resíduos. O teste de Levene indicou que há homogeneidade de variância ($P= 0,413 > 0,05$) e o teste de Shapiro-Wilk mostrou que é razoável supor a normalidade dos resíduos ($P= 0,138 > 0,05$).

Pelo sumário da análise de variância, todos os fatores têm efeito significativo sobre a resistência de união com P bem menor do que 0,05. Como a interação é significativa, o efeito de *resina* e de *grupo* sobre a resistência não é independente e deve ser analisado conjuntamente. Essa análise foi feita pelo teste de Tukey, ao nível de 5% de significância, com os valores de probabilidade correspondentes dados nas Tabelas A3(a) e A3(b) do

Apêndice A.

Na Tabela 2 são dados as médias, os desvios padrão e os coeficientes de variação de resistência de união dos grupos em análise. Nesta tabela estão reunidos os resultados das comparações entre médias pelo teste de Tukey da seguinte forma: no sentido vertical, médias acompanhadas de letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%, enquanto que, no sentido horizontal, médias acompanhadas de letras minúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%.

Na Figura 16 estão representadas graficamente as médias e intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais. Os intervalos permitem quantificar as diferenças entre médias: quanto maior a sobreposição dos intervalos, menor é a evidência de diferença entre as médias.

Considerando-se em primeiro lugar os grupos para cada resina, observa-se que para QC, a menor média de resistência de união é do G3, somente não significativamente menor do que a do G2. Para os outros grupos, não há diferença significativa entre médias. Em relação a AC, apenas se provou que a média do G4 é significativamente menor do que a média do G1. Finalmente, para a L, G3 tem a menor média, mas não significativamente menor do que a média do G4. Entre os G1, G2 e G4, as diferenças entre as médias não são significativas.

Considerando-se agora as resinas em relação a cada grupo separadamente, não se nota diferença significativa entre as médias das três resinas para o G1, o G2 ou o G3. Somente em relação ao G4, a média da AC é significativamente menor do que a média da QC.

Tabela 2- Médias, desvios padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) de resistência de união de entre dentes Vivodent e resina, de acordo com o grupo

Resina		Grupo							
		G1		G2		G3		G4	
QC-20	Média	10,50	^A _{bc}	9,34	^A _{ac}	7,05	^A _a	10,36	^B _{bc}
	DP	1,89		1,76		1,26		1,84	
	CV(%)	18,00		18,84		17,81		17,72	
Acron	Média	10,94	^A _b	9,45	^A _{ab}	8,68	^A _{ab}	7,87	^{AC} _a
	DP	2,07		1,82		1,22		1,49	
	CV(%)	18,94		19,29		14,07		18,90	
Lucitone	Média	11,15	^A _b	11,37	^A _b	8,52	^A _a	10,02	^{BC} _{ab}
	DP	1,25		1,73		1,15		1,38	
	CV(%)	11,18		15,20		13,45		13,76	

No sentido vertical, médias com letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%.

No sentido horizontal, médias com letras minúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%.

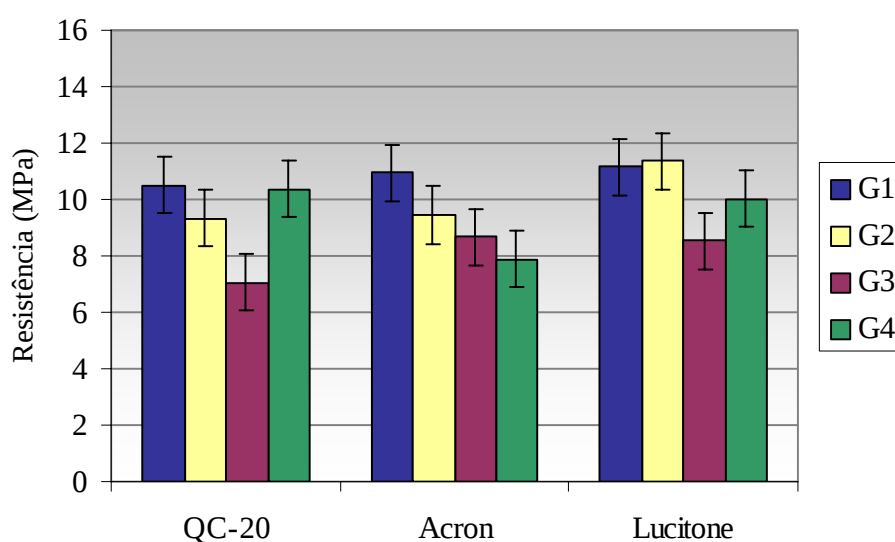


FIGURA 16- Representação gráfica de médias de resistência de união relativas aos dentes Vivodent. A barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

5.2 Dentes Biotone (DB)

O sumário da análise de variância para a avaliação do efeito de resina, grupo e a interação desses fatores sobre a resistência de união quando se utilizam dentes Biotone é dado na Tabela B2 do Apêndice B. Nesta tabela estão os resultados dos testes para avaliação da homogeneidade de variância e da normalidade dos resíduos. O teste de Levene indicou que há homogeneidade de variância ($P=0,309>0,05$) e o teste de Shapiro-Wilk mostrou que é plausível supor a normalidade dos resíduos ($P=0,224>0,05$).

Nota-se pelo sumário da análise de variância que todos os fatores têm efeito significativo sobre a resistência de união ($P<0,05$). Novamente, como a interação é significativa, o efeito de *resina* e de *grupo* sobre a resistência não é independente. Então, as médias dos doze grupos foram comparadas duas a duas pelo teste de Tukey, ao nível de 5% de significância. Os valores de probabilidade P correspondentes a essas comparações são dados nas Tabelas B3(a) e B3(b) do Apêndice B.

Na Tabela 3 são dados as médias, os desvios padrão e os coeficientes de variação de resistência de união dos grupos em análise. São dados também os resultados das comparações entre médias pelo teste de Tukey como no caso dos dentes Vivodent: no sentido vertical, médias acompanhadas de letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%, enquanto que, no sentido horizontal, médias acompanhadas de letras minúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%. Finalmente, na Figura 17 estão representadas graficamente as médias e intervalos de 95% de confiança para as médias populacionais.

Considerando-se os grupos para cada resina, observa-se que para a resina QC a

menor média de resistência de união é do G1, e entre as demais médias não há diferença significativa. Tanto para a AC como para a L, a menor média também é do G1, mas não significativamente menor do que à média do G2. Entre os G2, G3 e G4 não há evidência de que as médias sejam diferentes.

Considerando-se as resinas em relação a cada grupo separadamente, não se nota diferença significativa entre as médias das três resinas para o G2, o G3 ou o G4. Somente em relação ao G1, a média da QC é significativamente menor do que às médias das outras resinas. Entre essas, não há evidência de diferença significativa.

Tabela 3- Médias, desvios padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) de resistência de união entre dentes Biotone e resina, de acordo com o grupo

Resina		Grupo							
		G1		G2		G3		G4	
QC-20	Média	8,78	A _a	12,32	A _b	12,70	A _b	13,78	A _b
	DP	0,66		1,07		1,12		1,14	
	CV(%)	7,56		8,71		8,82		8,28	
Acron	Média	11,61	B _a	12,65	A _{ab}	13,97	A _b	14,20	A _b
	DP	0,87		1,00		1,17		1,39	
	CV(%)	7,48		7,90		8,36		9,81	
Lucitone	Média	10,73	B _a	12,35	A _{ab}	12,44	A _b	12,58	A _b
	DP	0,85		1,22		1,28		1,32	
	CV(%)	7,88		9,89		10,30		10,48	

No sentido vertical, médias com letras maiúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%.

No sentido horizontal, médias com letras minúsculas iguais não têm diferença significativa ao nível de 5%.

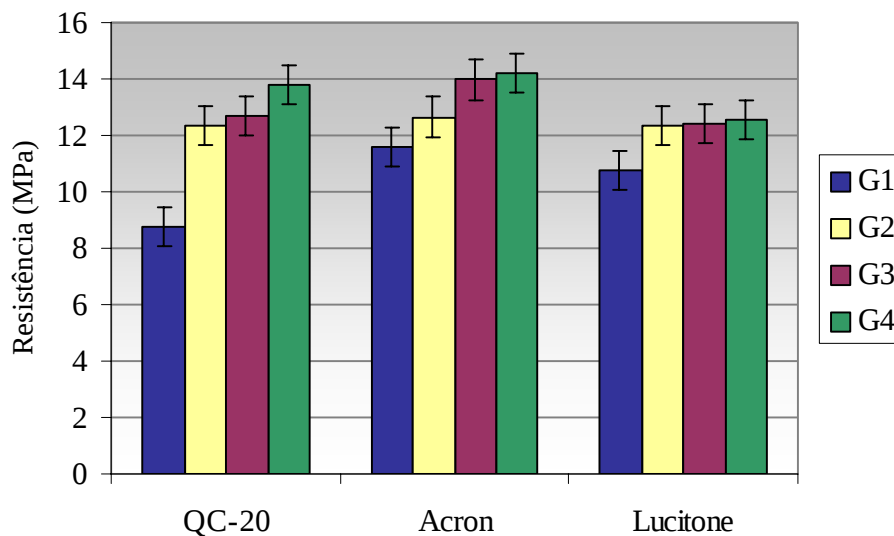


FIGURA 17- Representação gráfica de médias de resistência de união relativas aos dentes Biotone.

A barra vertical indica um intervalo de 95% de confiança para a média populacional.

5.3 Avaliação entre dentes artificiais

Na Tabela 4 estão reunidas as médias de resistência de união entre dentes artificiais Vivodent e Biotone e as resinas QC, AC e L, de acordo com o grupo em análise. Foi aplicado o teste t de Student para a comparação das médias entre as marcas de dentes, considerando a mesma resina e o mesmo grupo. Os valores de probabilidade P referentes a essas comparações são dados na Tabela 4, sendo significativamente diferentes duas médias para as quais $P < 0,05$. Portanto, de modo geral, a resistência de união, em média, é significativamente maior com os dentes da marca Biotone. As exceções ocorrem com a resina QC no G1, quando o DV tem média significativamente maior que o DB; com a resina AC no G1, não havendo evidência de que as médias são significativamente

diferentes e com a resina L no G1 e no G2, também não havendo evidência de que as médias são significativamente diferentes. Entretanto, como mostram os coeficientes de variação porcentual nas Tabelas 2 e 3, a variação das medidas de resistência de união, determinada pelo desvio padrão, relativamente à média é sempre menor com o DB. Enquanto o coeficiente de variação está entre 11,18% e 19,29% para o DV, ele fica entre 7,48% e 10,48% para o DB.

Tabela 4- Valores de probabilidade *P* do teste t de Student para a comparação das médias de resistência de união entre as marcas de dentes para cada resina e grupo em análise

Resina	Dente	G1	G2	G3	G4
QC-20	Vivodent	10,50	9,34	7,05	10,36
	Biotone	8,78	12,32	12,70	13,78
	P	0,014	<0,001	<0,001	<0,001
Acron	Vivodent	10,94	9,45	8,68	7,87
	Biotone	11,61	12,65	13,97	14,20
	P	0,359	<0,001	<0,001	<0,001
Lucitone	Vivodent	11,15	11,37	8,52	10,02
	Biotone	10,73	12,35	12,44	12,58
	P	0,391	0,160	<0,001	<0,001

5.4 Classificação das falhas e microscopia eletrônica de varredura

As Tabelas 5 e 6 mostram o tipo de falha visualizado para cada resina, em porcentagem, respectivamente para o dente Vivodent e para o dente Biotone.

Tabela 5- Classificação das falhas para cada resina X dentes Vivodent (DV)

		QC			AC			L	
	Adesiva	Mista	Coesiva	Adesiva	Mista	Coesiva	Adesiva	Mista	Coesiva
G1	40%	0	60%	10%	20%	70%	0	0	100%
G2	40%	20%	40%	10%	30%	60%	0	0	100%
G3	50%	10%	40%	20%	30%	50%	0	0	100%
G4	10%	40%	50%	20%	30%	50%	0	0	100%

Tabela 6- Classificação das falhas para cada resina X dentes Biotone (DB)

		QC			AC			L	
	Adesiva	Mista	Coesiva	Adesiva	Mista	Coesiva	Adesiva	Mista	Coesiva
G1	50%	30%	20%	10%	0	90%	0	0	100%
G2	30%	20%	50%	0	10%	90%	0	0	100%
G3	0	30%	70%	0	0	100%	0	0	100%
G4	0	0	100%	0	0	100%	0	0	100%

As falhas obtidas também foram visualizadas em microscópio eletrônico de varredura. As Figuras 18 a 41 mostram as fotomicrografias referentes a uma amostra de cada grupo.

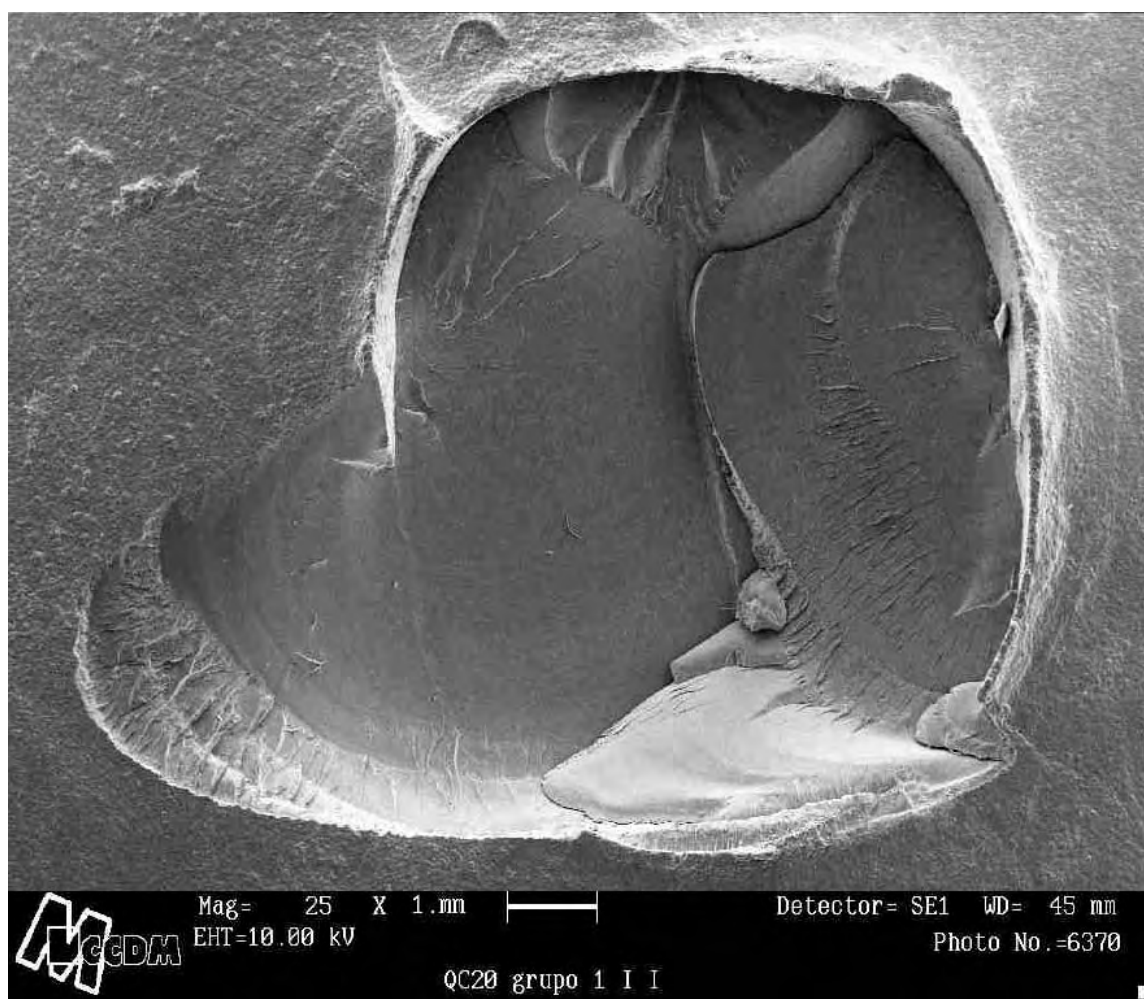


FIGURA 18- QC X DV correspondente ao G1 - falha coesiva.

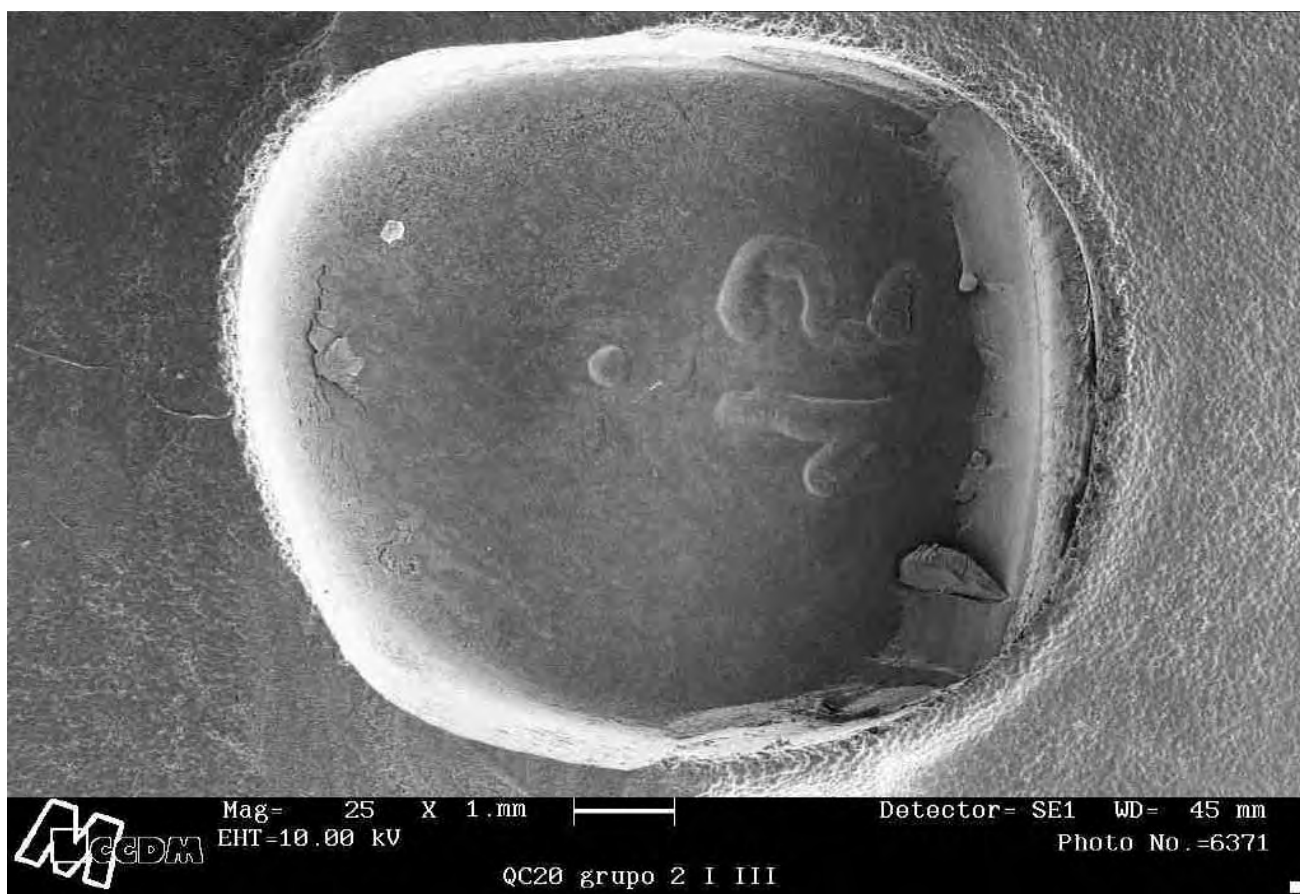


FIGURA 19- QC X DV correspondente ao G2 - falha adesiva.

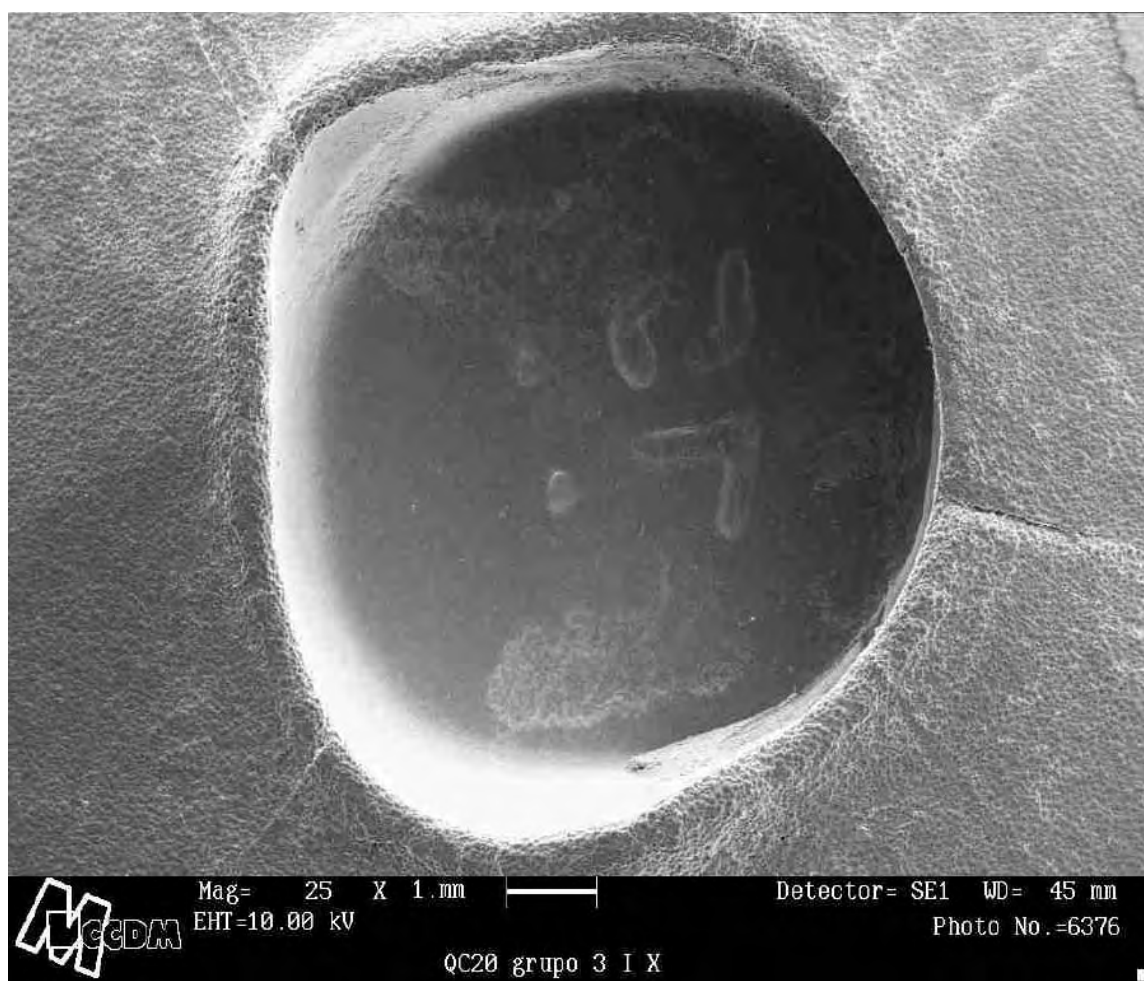


FIGURA 20- QC XDV correspondente ao G3 - falha adesiva.

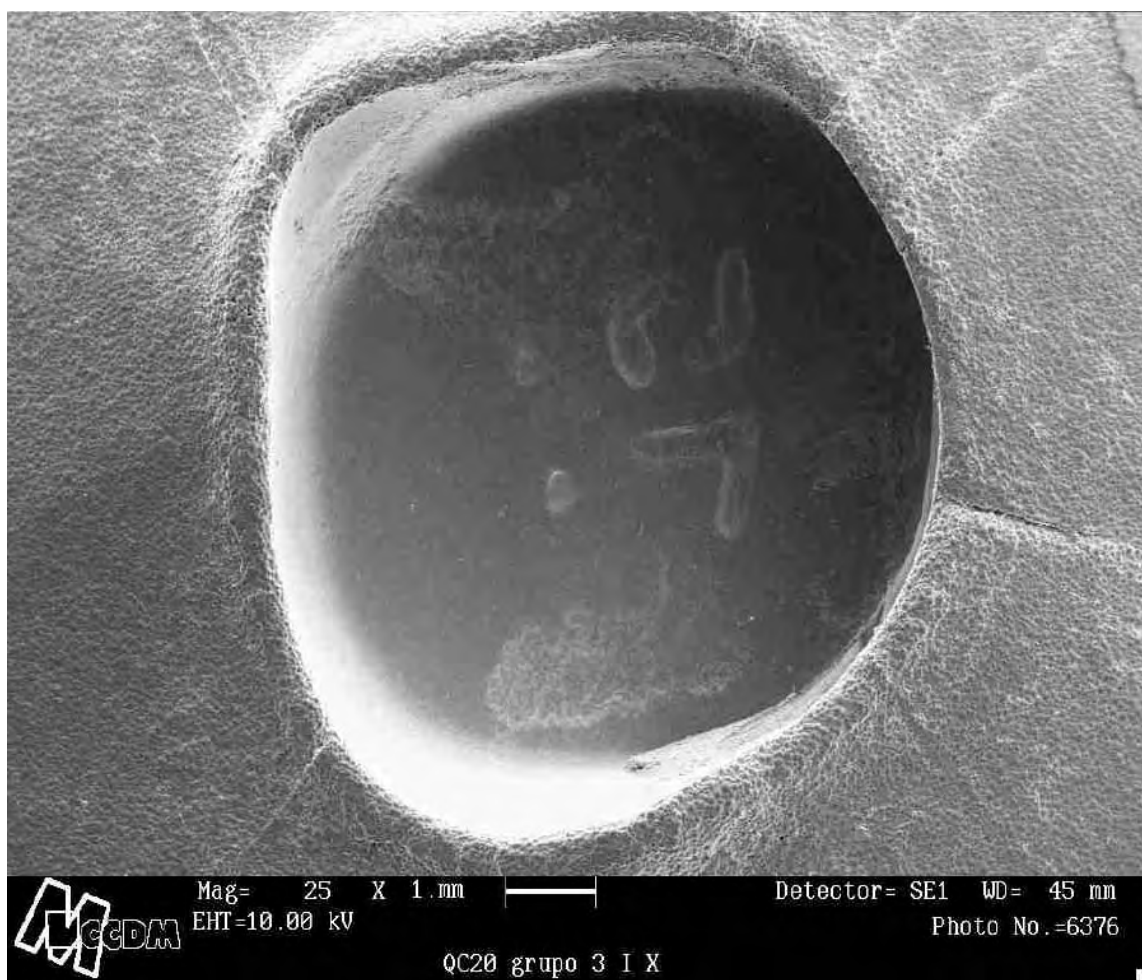


FIGURA 21- QC X DV correspondente ao G4 - falha coesiva.

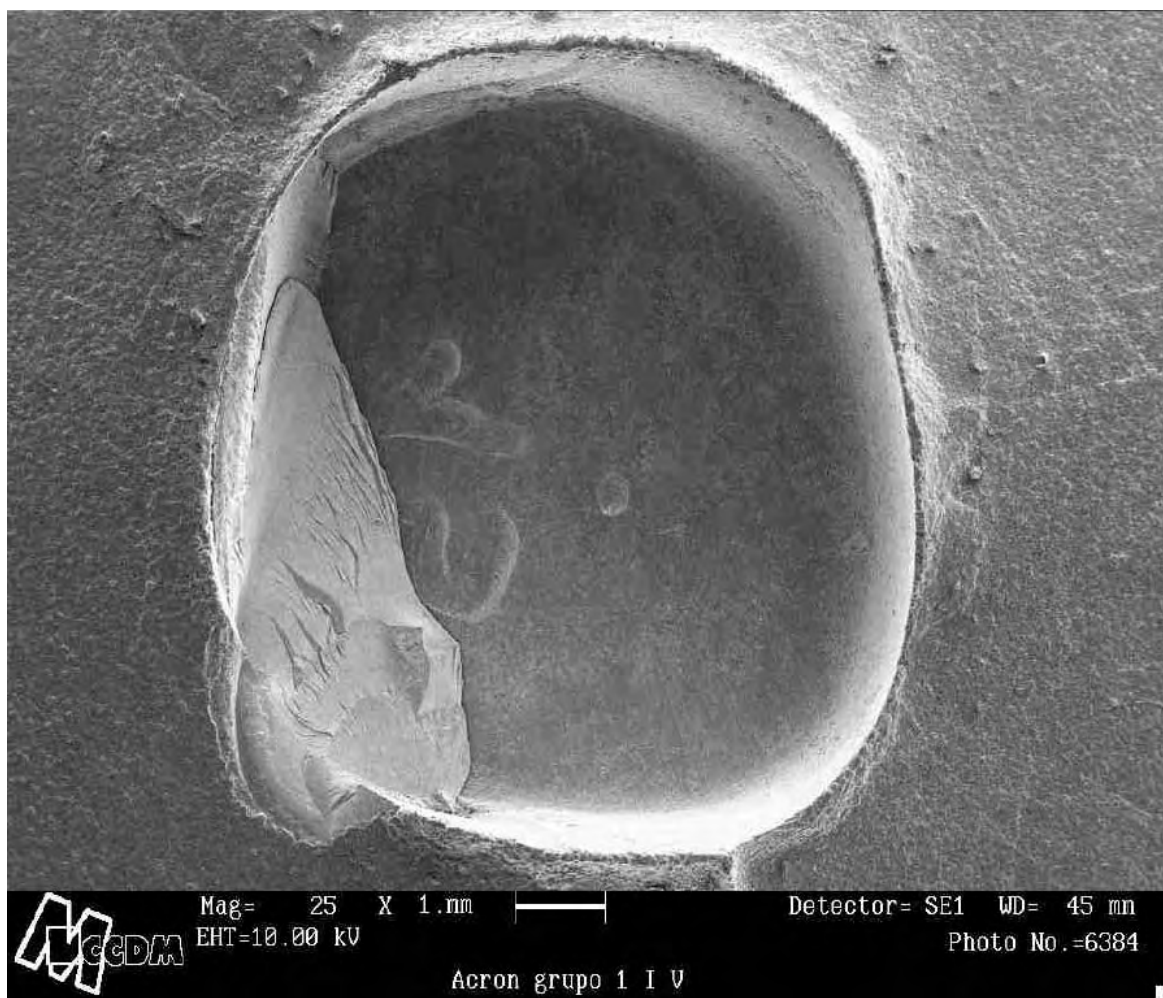


FIGURA 22- AC X DV correspondente ao G1 - falha adesiva.



FIGURA 23- AC X DV correspondente ao G2 - falha coesiva.

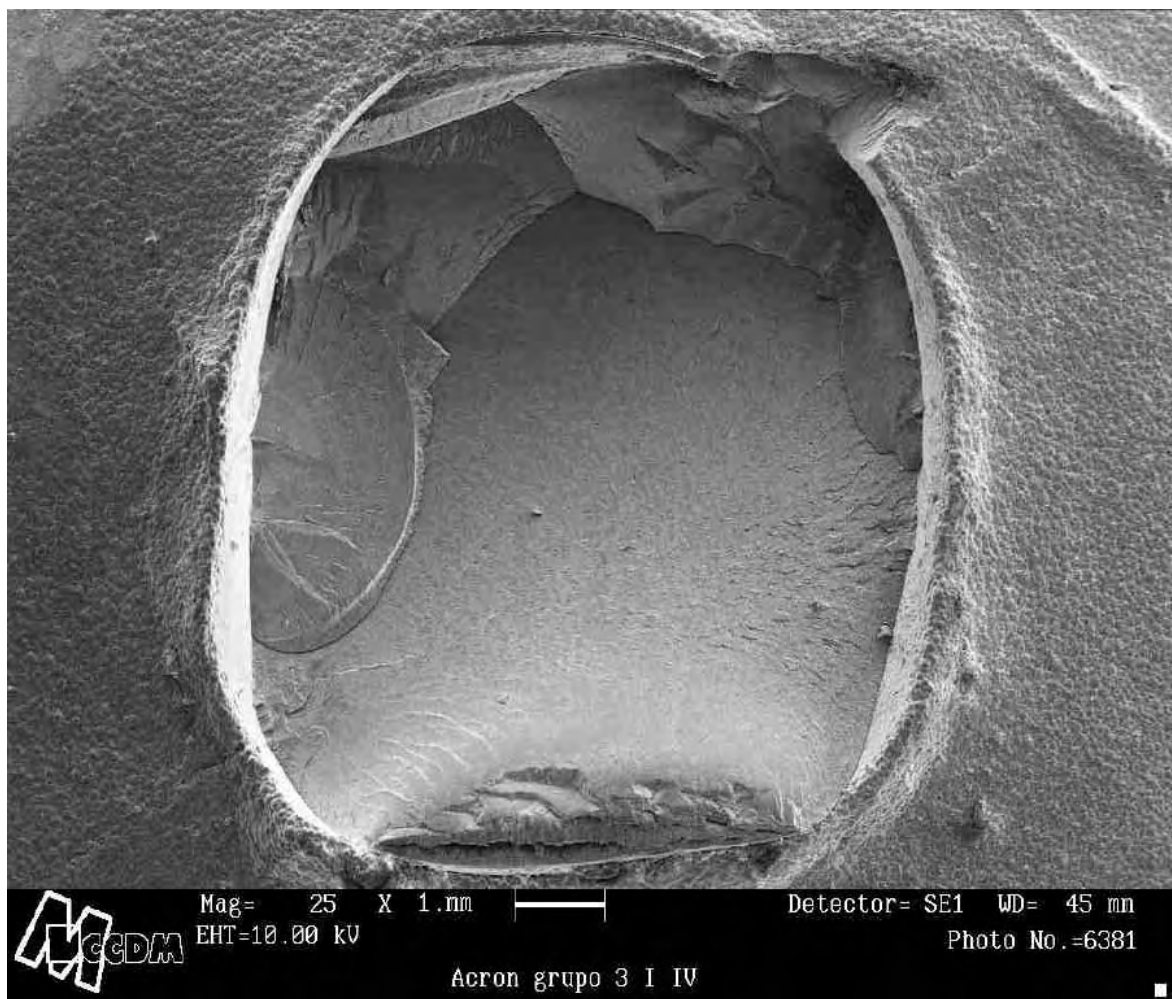


FIGURA 24- AC X DV correspondente ao G3 - falha coesiva.



FIGURA 25- AC X DV correspondente ao G4 - falha coesiva.

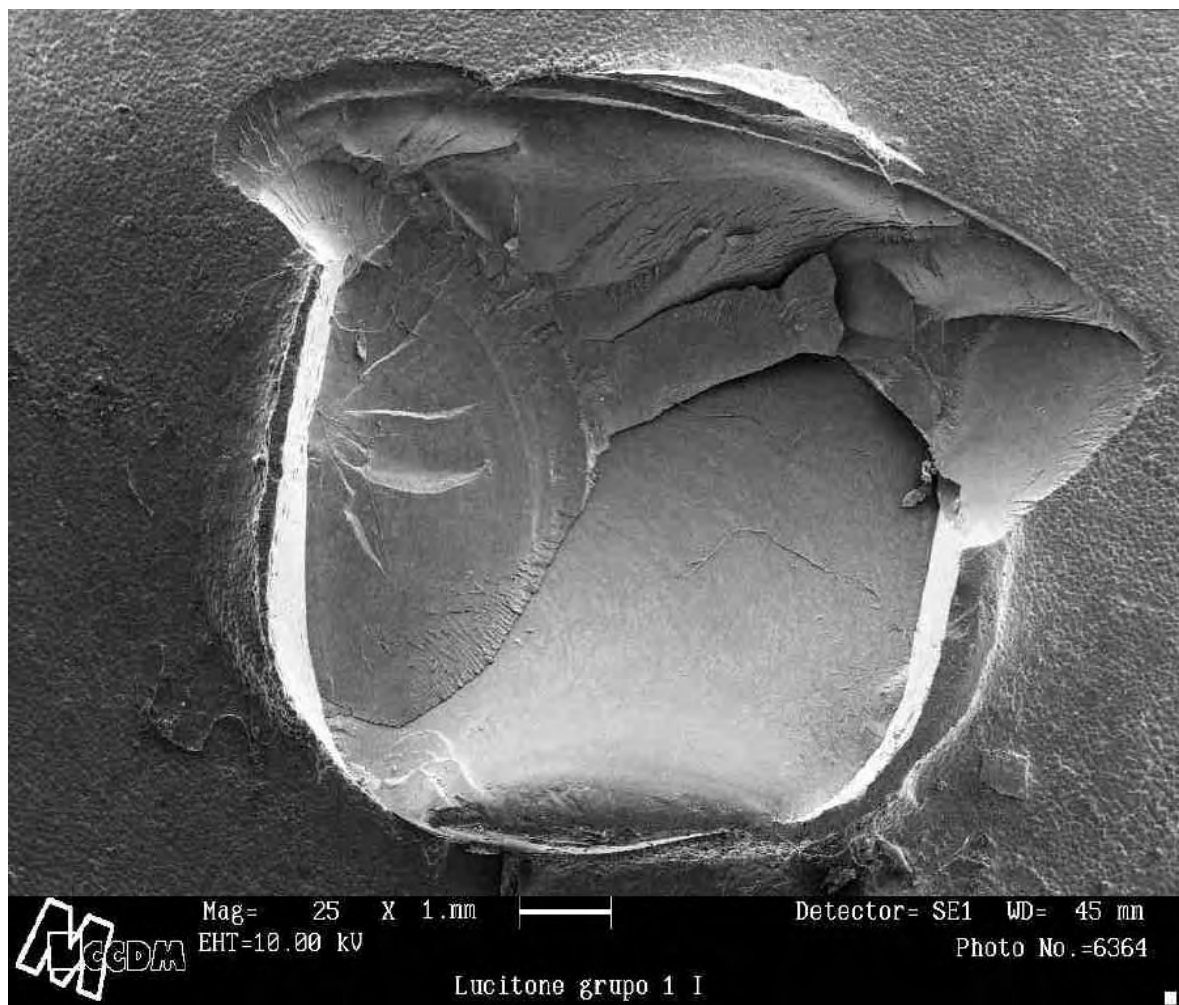


FIGURA 26- L X DV correspondente ao G1 - falha coesiva.

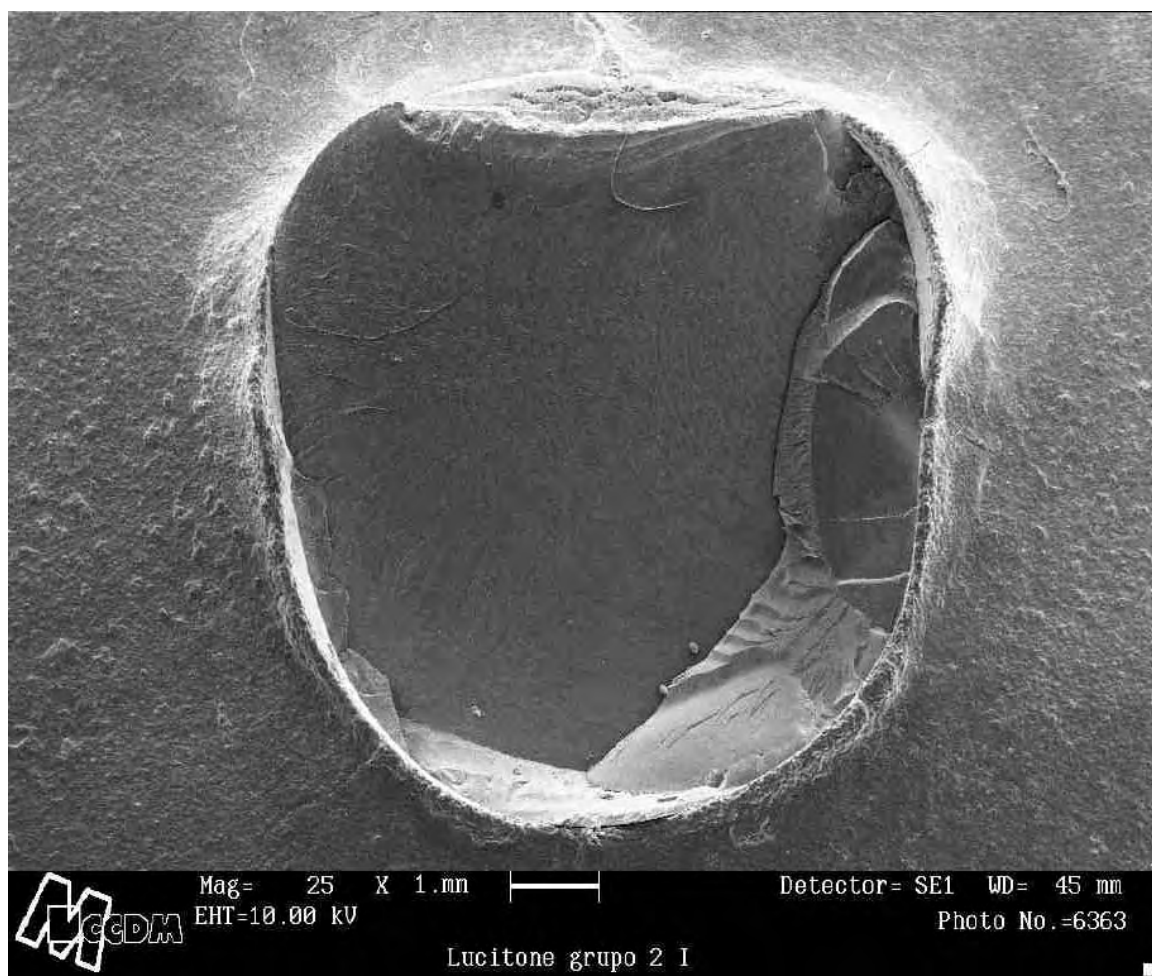


FIGURA 27- L X DV correspondente ao G2 - falha coesiva.

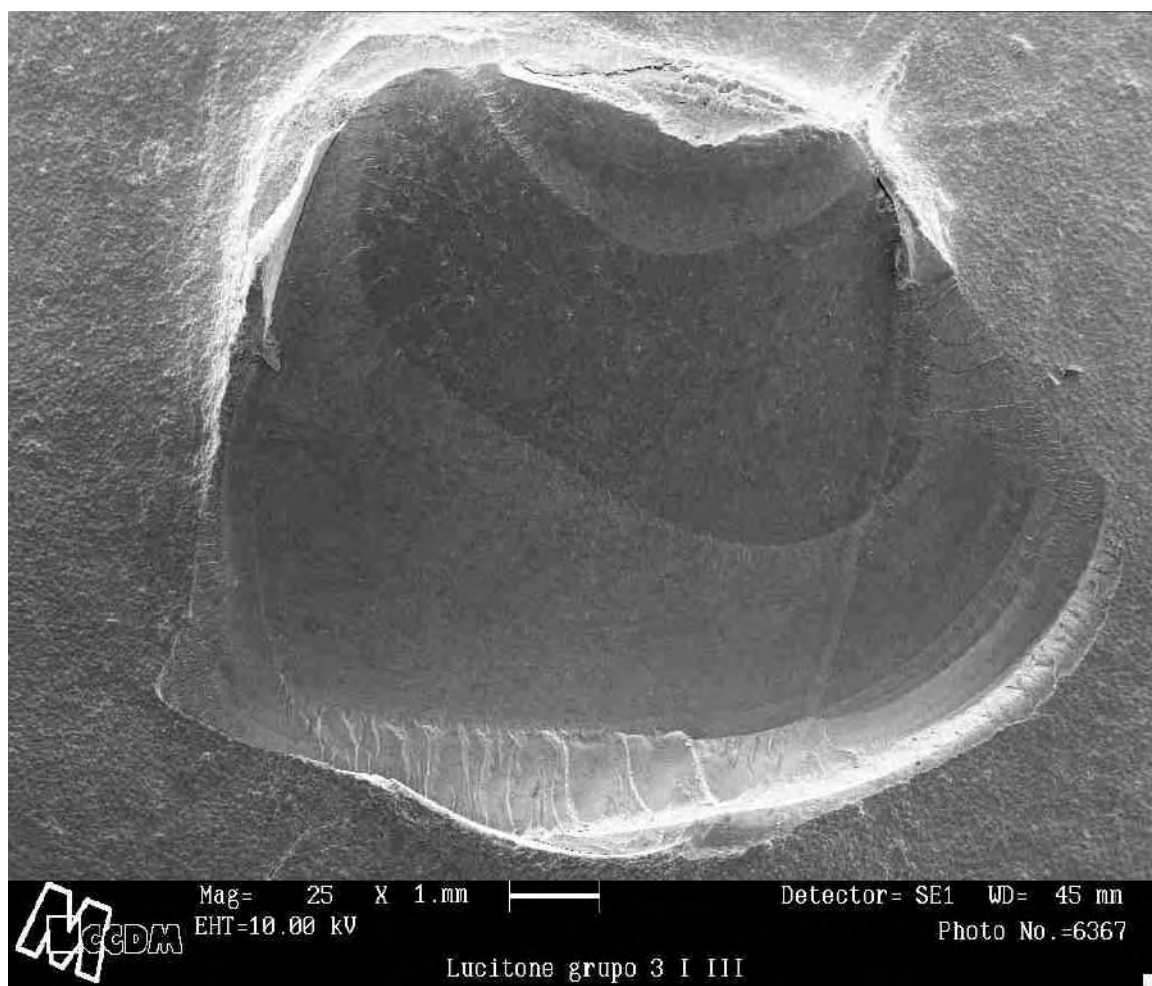


FIGURA 28- L X DV correspondente ao G3 - falha coesiva.

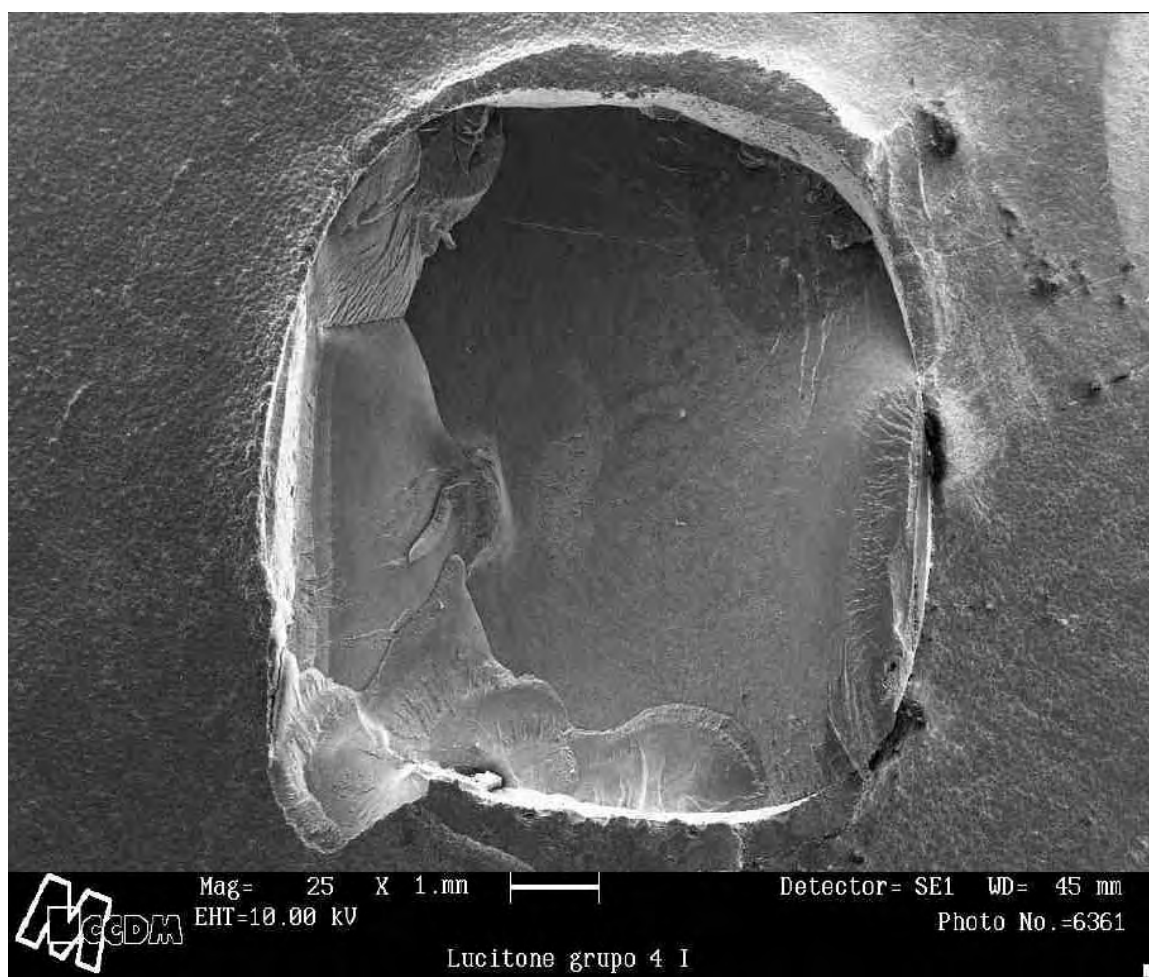


FIGURA 29- L X DV correspondente ao G4 - falha coesiva.

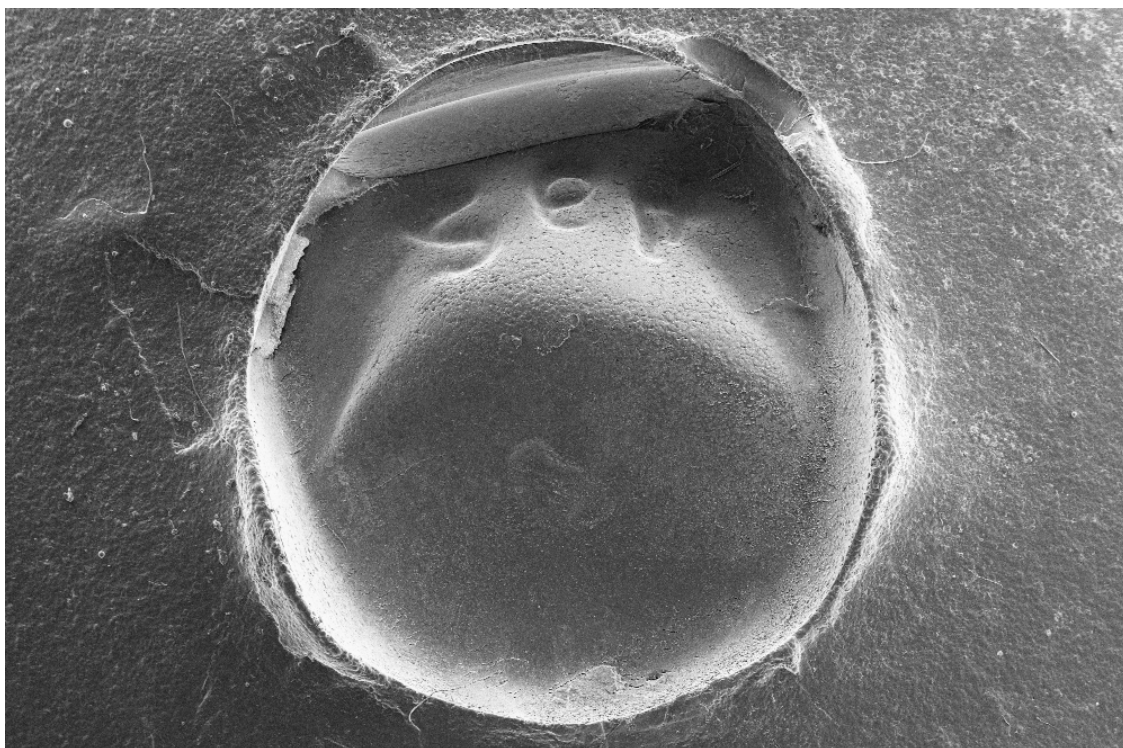
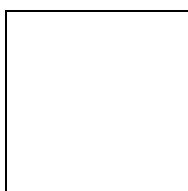


FIGURA 30- QC X DB correspondente ao G1 - falha adesiva.



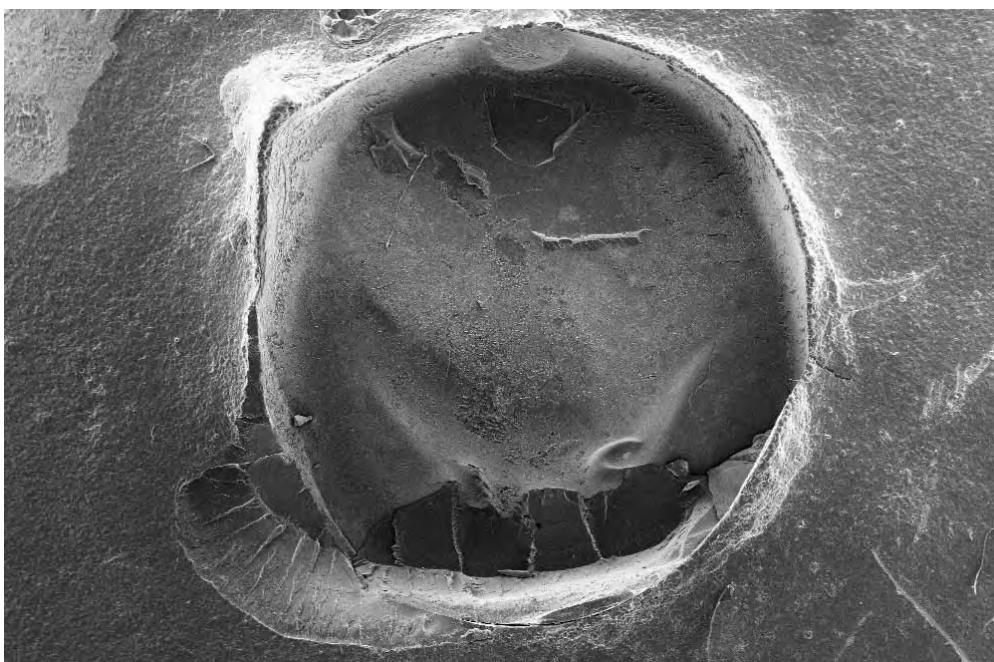


FIGURA 31- QC X DB correspondente ao G2 - falha adesiva.

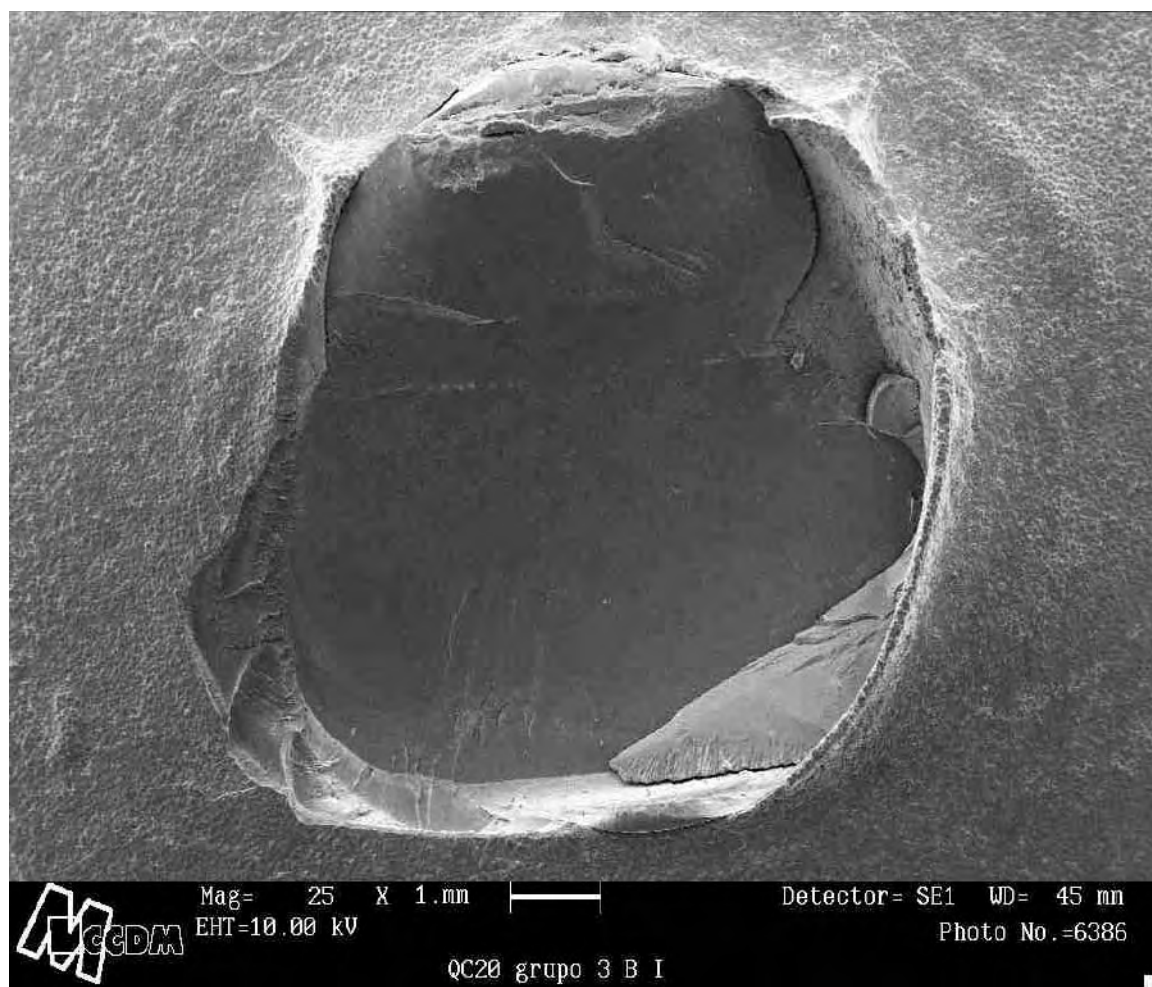


FIGURA 32- QC X DB correspondente ao G3 - falha coesiva.

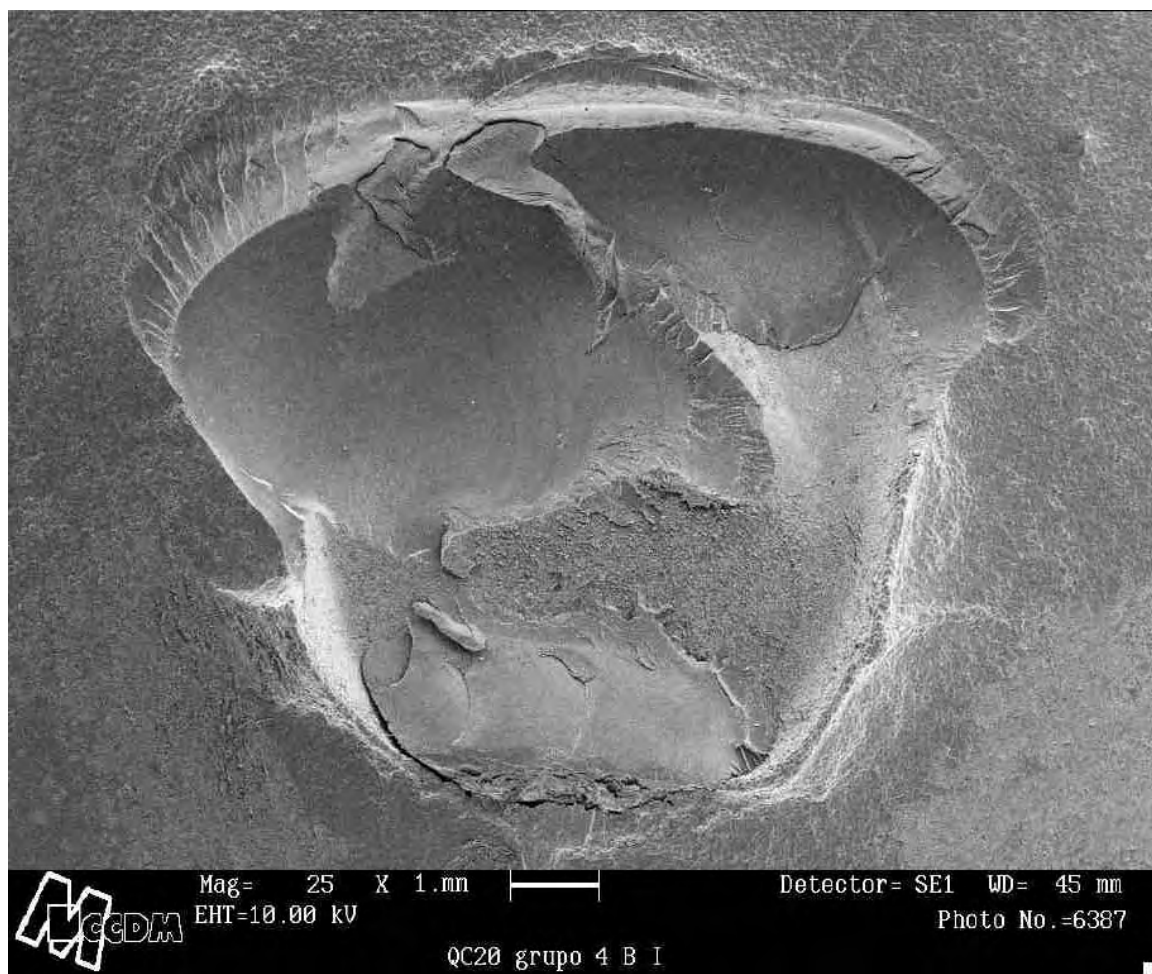


FIGURA 33- QC X DB correspondente ao G4 - falha coesiva.

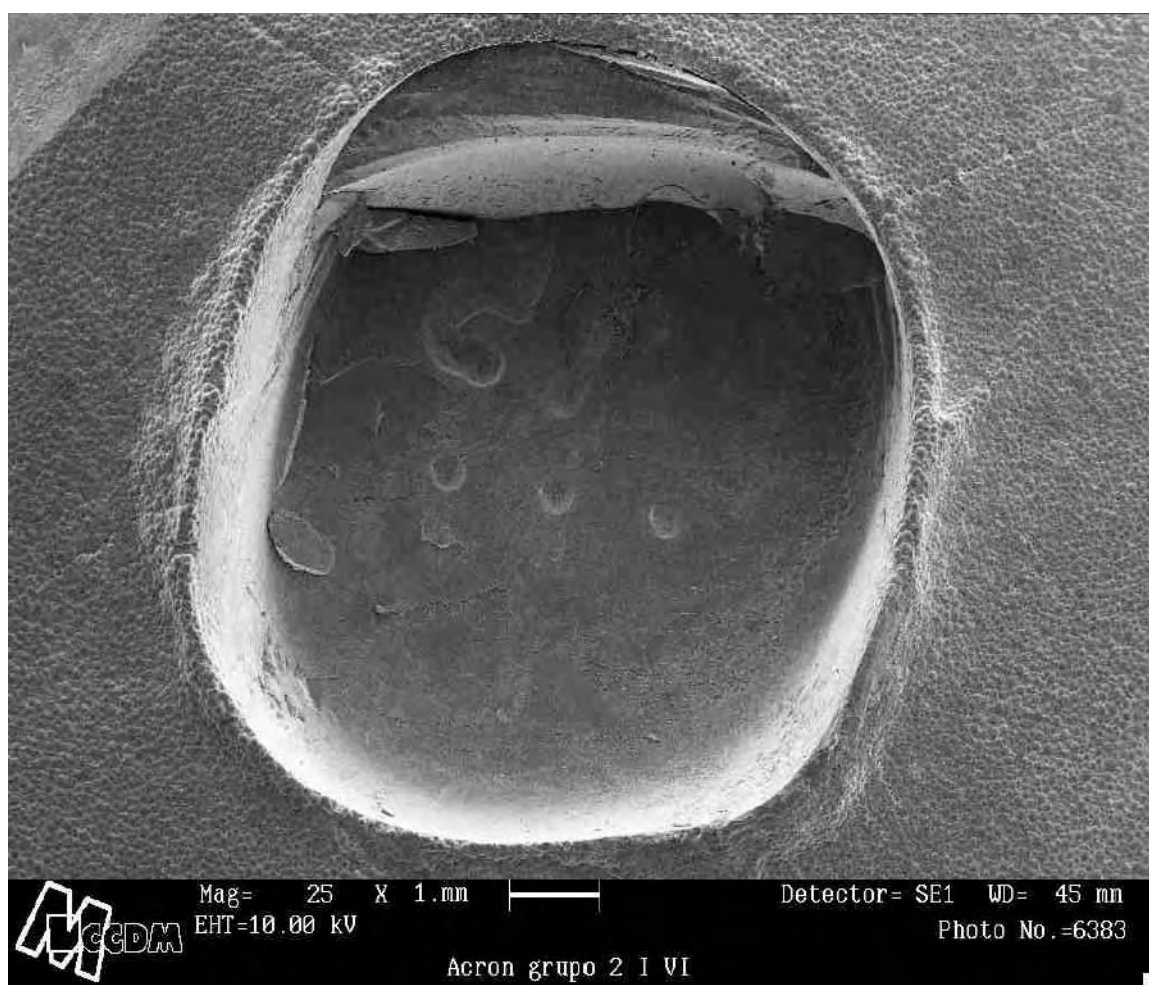


FIGURA 34- AC X DB correspondente ao G1 - falha adesiva.

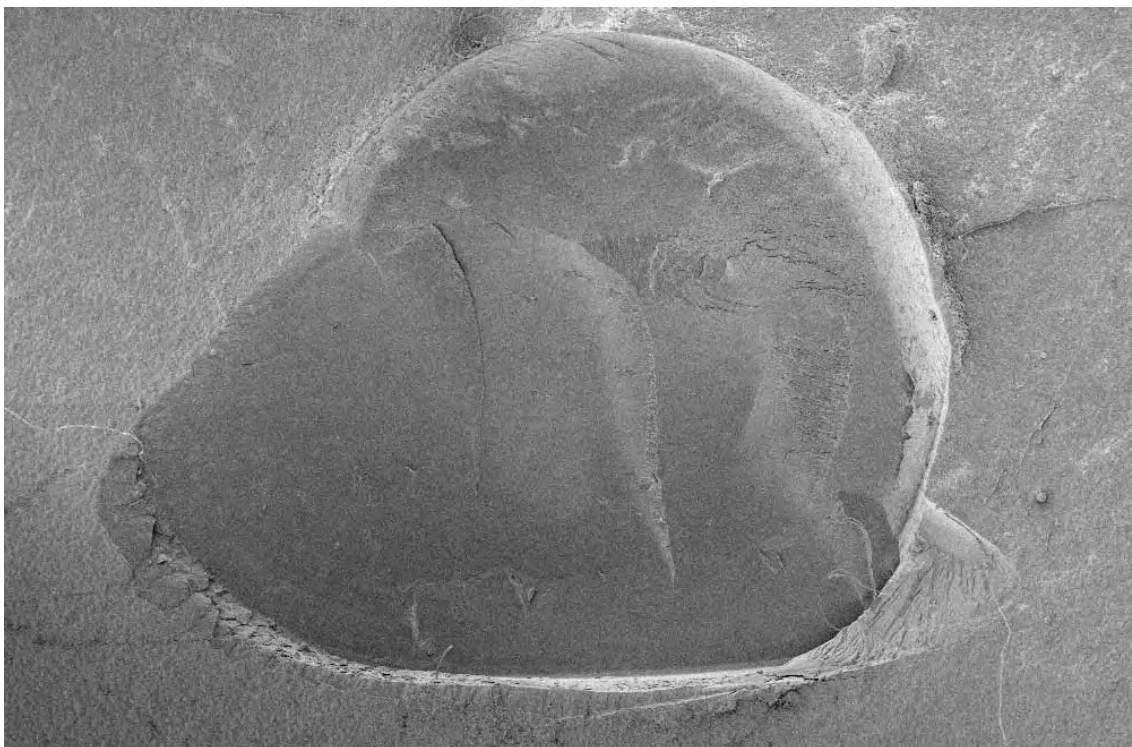


FIGURA 35- AC X DB correspondente ao G2 - falha coesiva.

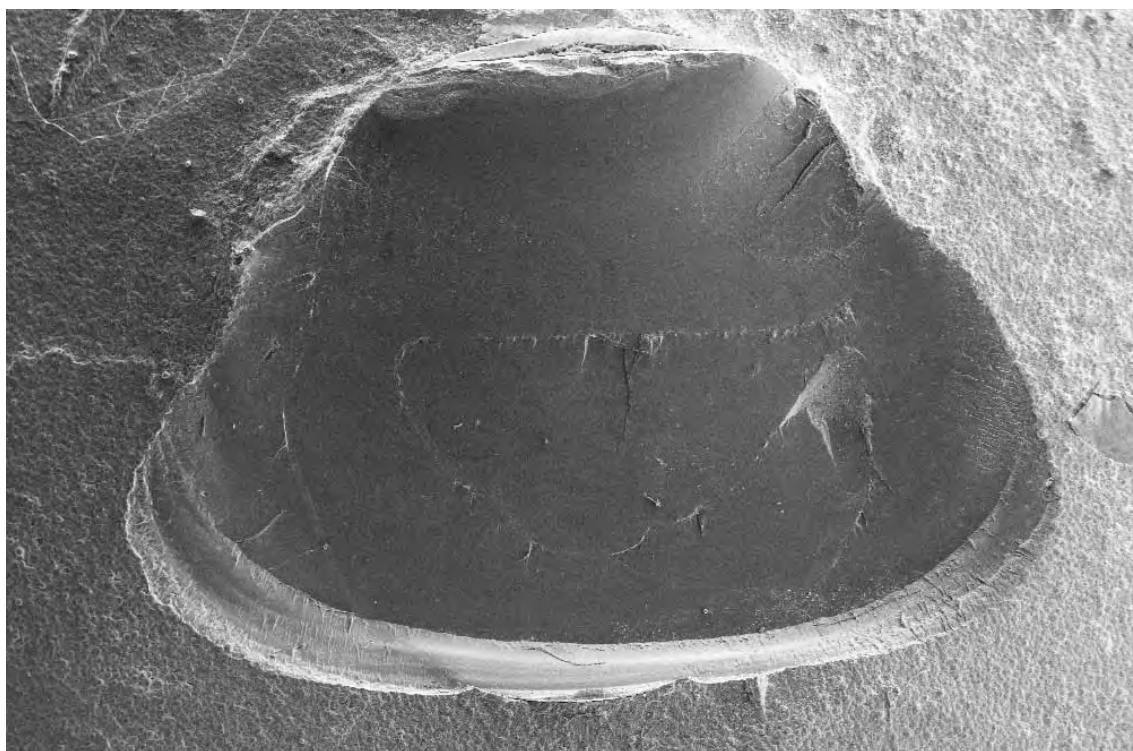


FIGURA 36- AC X DB correspondente ao G3 - falha coesiva.

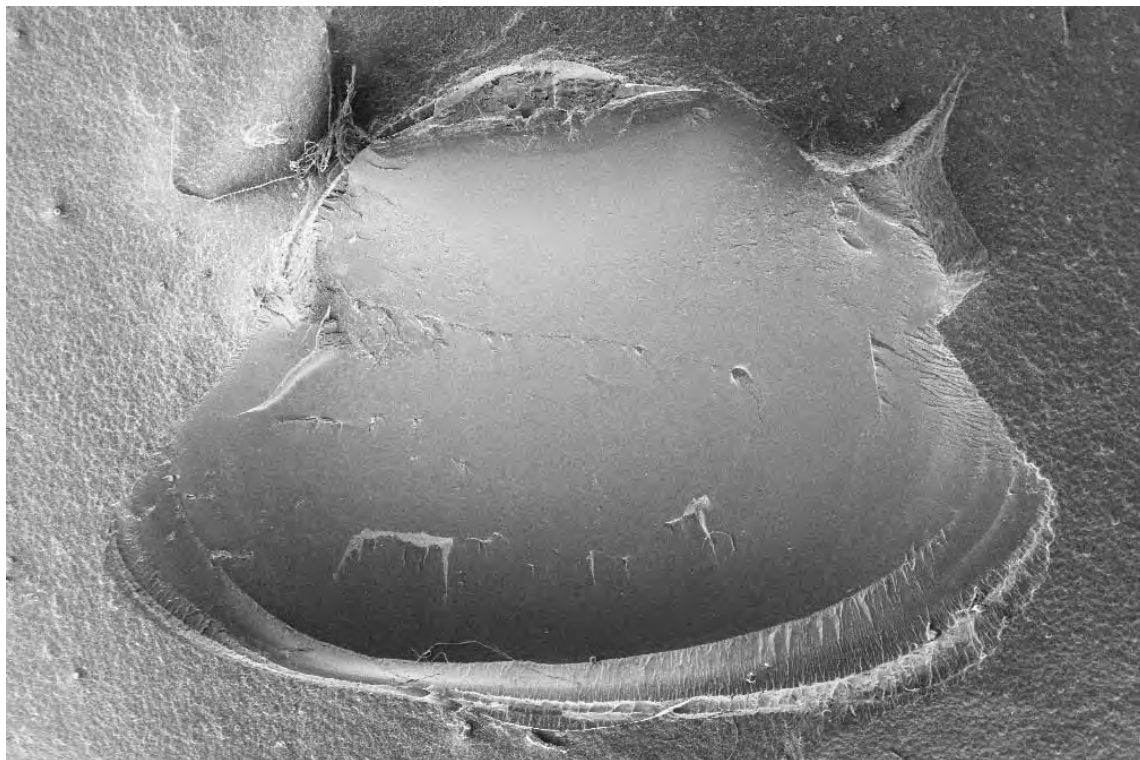


FIGURA 37- AC X DB correspondente ao G4 - falha coesiva.

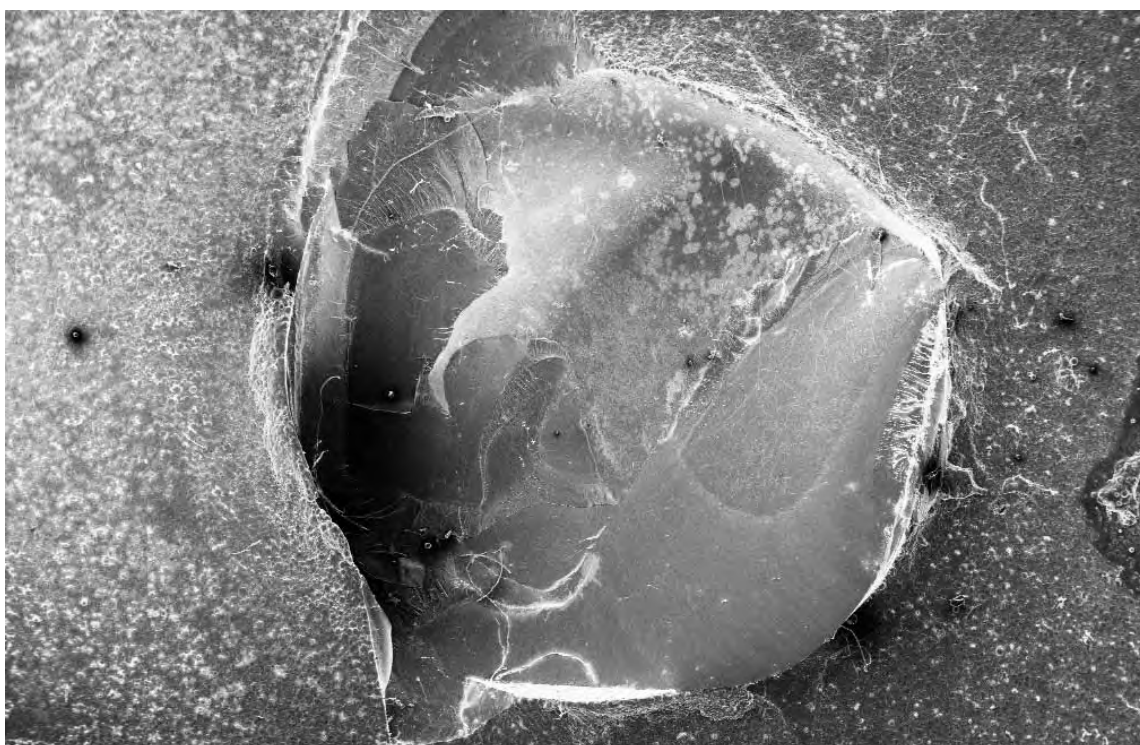


FIGURA 38- L X DB correspondente ao G1 - falha coesiva.

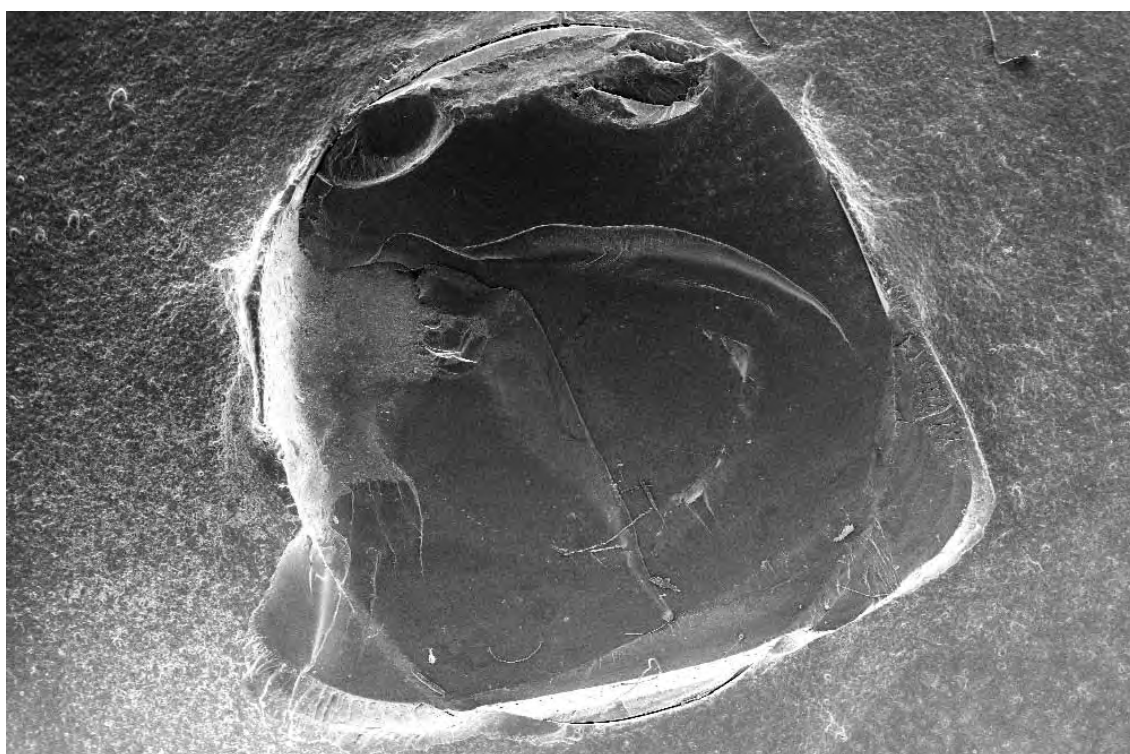


FIGURA 39- L X DB correspondente ao G2 - falha coesiva.

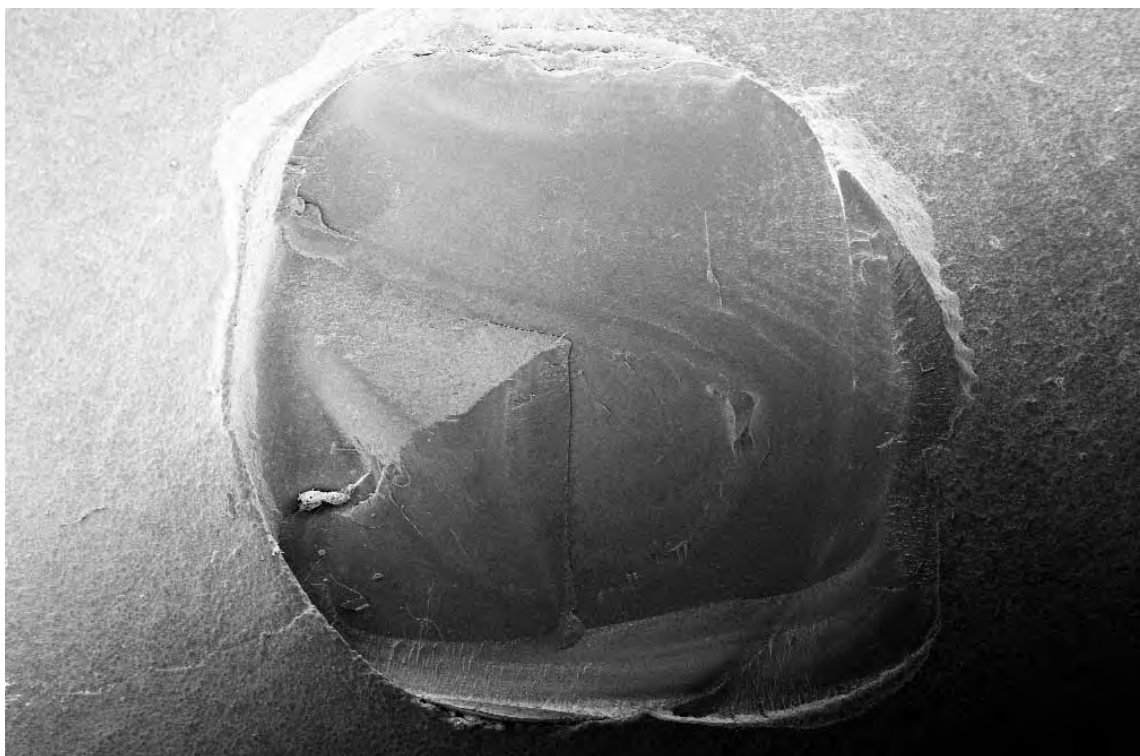
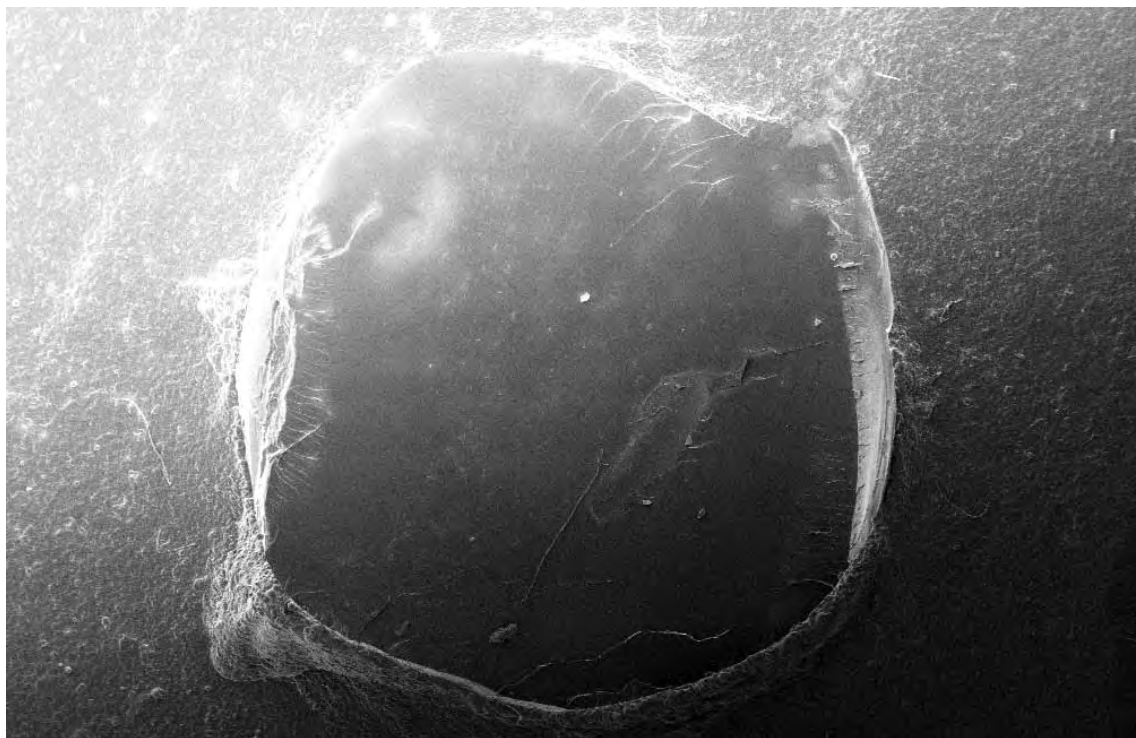


FIGURA 40- L X DB correspondente ao G3 - falha coesiva.

FIGURA 41- L X DB correspondente ao G4 - falha
coesiva.



6 *Discussão*

A infecção cruzada entre a clínica odontológica e o laboratório de prótese pode ser controlada por meio de procedimentos adequados de desinfecção^{58,59}. Na busca por um método seguro, de custo reduzido e simples, a energia de microondas surgiu como alternativa aos métodos convencionais de desinfecção^{28,49}. Para assegurar que esse procedimento possa ser utilizado rotineiramente sem causar danos às próteses dos pacientes, seus possíveis efeitos na resistência de união entre dentes artificiais e resinas para base de prótese foram avaliados. A irradiação realizada em uma prótese já polimerizada poderia desencadear os fenômenos de polimerização complementar e difusão do monômero residual, levando à redução dessa substância. O monômero residual compromete as propriedades mecânicas dos polímeros, uma vez que sua presença pode causar efeito plastificante devido à redução das forças intermoleculares^{37,65}.

Como o deslocamento de dentes artificiais da base da prótese ainda é uma das falhas clínicas mais frequentes, o teste de cisalhamento mostra-se importante para o estudo da interface entre esses dois materiais^{24,41}. A tensão por cisalhamento tende a resistir ao deslocamento de uma parte de um corpo sobre o outro². Esse teste também é definido como a tensão máxima suportada pelo corpo-de-prova antes da ocorrência de uma falha por cisalhamento, e o valor dessa resistência é obtido pela divisão da força de fratura pela área da superfície adesiva do dente artificial^{7,41}. Embora as especificações internacionais descrevam diferentes métodos para avaliação da resistência de união, o cisalhamento simula

Discussão

as forças aplicadas na superfície palatina dos dentes, possui maior relevância clínica e, por esse motivo, é utilizado por vários autores^{5,7,8,9,20,33,51,70,77}.

Assim, no presente estudo, a resistência de união foi analisada, por cisalhamento, utilizando-se os dentes artificiais Vivodent (DV) e Biotone (DB) e as resinas para base de prótese QC20 (QC), Acron MC (AC) e Lucitone 550 (L) quando submetidos a vários ciclos de desinfecção por meio de energia de microondas.

6.1 Dente Vivodent (DV) X Resinas para base

O DV é constituído de camadas de resina composta e resina acrílica. Sua interface é composta basicamente de resina acrílica, com o objetivo de proporcionar união química com a resina de base⁴⁰. A união química entre o dente artificial e a resina de base é decorrente da propagação do monômero para o interior do dente artificial. No entanto, a união pode ser dificultada, pois há somente uma pequena quantidade de resina acrílica disponível para a ligação com o monômero da resina de base em decorrência da presença de resina composta. Suzuki et al.⁶⁷ observaram, por meio de microscopia, secções longitudinais de dentes Orthosit (posteriores correspondentes ao Vivodent) submetidos a termociclagem. Foi visualizado um espaço entre a colo cervical do dente e a resina de base, que diminuía gradualmente e desaparecia em direção à interface de união onde o polimetilmetacrilato estava presente. Assim, os autores demonstraram que a união entre a resina composta e a resina acrílica de base nem sempre ocorre.

Discussão

Quando se observa a Tabela 2 e a Figura 16, o valor obtido para a resina QC unida ao DV no G2 (9,34 MPa) foi estatisticamente semelhante à média do G1 (10,50 MPa). No G2, os corpos-de-prova foram submetidos a dois ciclos de desinfecção em microondas associados a um período de imersão em água destilada por dois dias.

O fabricante da resina QC recomenda, para o ciclo A de polimerização, a imersão da mufla em água em ebulição. O aquecimento é mantido até que a água atinja novamente a ebulição, e, a partir desse momento, a mufla permanece no banho de água por mais 20 minutos. Provavelmente, em consequência desse ciclo de polimerização, foram obtidos níveis iniciais elevados de monômero residual. Esse monômero ficou retido superficialmente na região basal do DV pela dificuldade de propagação para o interior do dente, em decorrência da sua composição. De acordo com Lamb et al.⁴², o conteúdo de monômero residual pode ser reduzido pelo processo de difusão ou por uma reação complementar de polimerização. Na presente pesquisa, em decorrência da composição do DV, o conteúdo de monômero residual retido superficialmente foi mais facilmente eliminado pelo processo de difusão⁶⁵. Já as moléculas de monômero residual retidas internamente ao longo das cadeias poliméricas poderiam ser liberadas após as irradiações em microondas. De acordo com Mello⁴⁴, o calor gerado pela irradiação sobre a massa de resina pode causar maior difusão do monômero para a superfície da amostra. No entanto, como o G2 apresentou resultado semelhante ao do grupo controle, a irradiação não deve ter influenciado na diminuição do conteúdo de monômero residual retido internamente nos corpos-de-prova.

Discussão

Todavia, para os mesmos materiais, o valor de resistência de união observado no G3 (7,05 MPa) foi estatisticamente inferior à média do G4 (10,36 MPa). No G3, as amostras, além de receberem sete desinfecções em microondas, ficaram imersas em água durante oito dias. Dessa forma, pode ter ocorrido o processo de difusão do monômero residual, facilitado pelas irradiações⁴⁴. Quando as resinas são imersas em água, os compostos solúveis, como os monômeros não reagidos, os plastificadores e os iniciadores, são liberados em água. Por outro lado, as moléculas de água são absorvidas pela massa por meio de um processo denominado difusão, preenchendo, dessa forma, as microporosidades da resina. Todas essas substâncias influenciam negativamente na resistência do polímero, por facilitar o movimento da cadeia polimérica em grau variado. Portanto, a resistência do polímero é influenciada pelo tempo de imersão em água e pela quantidade relativa dessas moléculas no polímero⁶⁸. Com base nessas considerações, Takahashi et al.⁶⁸ descreveram duas hipóteses: se o efeito plastificante das substâncias liberadas for menor que o efeito plastificante das moléculas de água, então é observada uma diminuição da resistência do polímero; contudo, se o efeito das substâncias liberadas for maior que o efeito plastificante da água absorvida, é verificado um aumento na resistência. Provavelmente, a redução dos valores de resistência de união apresentados pela resina QC após sete desinfecções em microondas (G3) deve ser atribuída à maior difusão das moléculas de água para a matriz do polímero quando comparado ao G4. A água absorvida exerceu, dessa forma, efeito plastificante superior ao efeito induzido pela liberação dos constituintes da resina, conforme a

Discussão

primeira hipótese proposta por Takahashi et al⁶⁸. Na classificação das falhas observadas no DV (Tabela 5), nota-se que, para a resina QC, o maior número de falhas adesivas encontra-se no G3 – 50% (Figura 20), correspondente ao menor valor absoluto de resistência de união. As falhas adesivas indicam que a resistência da união dente artificial/resina de base foi inferior às resistências intrínsecas dos materiais que compõem o corpo-de-prova.

Com relação à resina AC unida ao DV, observa-se que o G1 (10,94 MPa) apresentou média de resistência de união estatisticamente semelhante ao G2 (9,45 MPa). A mesma semelhança estatística foi obtida entre o G3 (8,68 MPa) e o G4 (7,87 MPa).

As microondas são ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador denominado magnetron. A aplicação das microondas permite a movimentação das moléculas de monômero pelo aquecimento interno produzido por um campo eletromagnético de alta frequência. As moléculas possuem em cada extremidade cargas ligeiramente positivas e negativas que, ao serem submetidas a um campo eletromagnético, vibram com frequência de 5 bilhões de vezes por segundo, convertendo energia eletromagnética em calor como resultado de fricção molecular. Assim, o aumento da temperatura ocorre no interior do material, independente de sua condutividade térmica. Nesse método de polimerização, as microondas atuam somente nas moléculas de monômero e, à medida que ocorre a progressão da reação de polimerização, a mesma energia é absorvida por um número cada vez menor de moléculas que se tornam progressivamente mais

Discussão

ativas. Desse modo, uma reação completa de polimerização ocorre resultando em níveis de monômero residual extremamente baixos²⁷.

Com base nessas considerações, acredita-se que a semelhança entre os grupos controles e os irradiados resultou do alto grau de conversão da resina AC, que não sofreu influência das irradiações posteriores. Além disso, Schneider et al.⁶² afirmaram que a resina AC pode exibir menor número de agentes de ligações cruzadas. Estas substâncias proporcionam um número suficiente de ligações entre as macromoléculas lineares formando uma rede tridimensional que altera a solubilidade da resina³. Tendo em vista que a resina AC contém uma pequena quantidade de agente de ligação cruzada, pode-se supor que o conteúdo de monômero residual e de resíduos da polimerização tenha sido liberado mais facilmente durante o fenômeno da difusão. As falhas obtidas para essa resina unida ao DV podem ser observadas na Tabela 5 e nas Figuras 22 a 25. No G1 e no G2, foram encontradas apenas 10% de falhas adesivas, enquanto no G3 e no G4, observou-se 20% dessas falhas.

Para a resina L unida ao DV, nas mesmas Tabela 2 e Figura 16, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre o G1 (11,15 MPa) e o G2 (11,37 MPa) e entre o G3 (8,52 MPa) e o G4 (10,02 MPa).

Para a obtenção de níveis satisfatórios de monômero residual e propriedades mecânicas mais adequadas, é necessário um ciclo terminal de polimerização a 100°C⁶⁶. Neste estudo, a resina L foi polimerizada por 90 minutos a 73°C seguidos por mais 30 minutos a 100°C. Esse aquecimento terminal pode ter resultado em menor quantidade de monômero residual e radicais livres. Essas

Discussão

substâncias foram liberadas durante o armazenamento em água, nos períodos iniciais após a polimerização da resina, já que é nesse período que são observados os maiores níveis de liberação do monômero residual^{71,73}. Dessa forma, o alto grau de conversão do material associado a uma maior liberação de monômero residual nas primeiras horas de armazenamento em água reduziu o nível dessa substância, dificultando a continuidade do processo de difusão pelas irradiações em microondas. Para essa resina não foram observadas falhas adesivas (Tabela 5, Figuras 26 a 29).

Analisando-se agora as diferentes resinas unidas ao DV em relação a cada grupo isoladamente, ainda na Tabela 2 e na Figura 16, nota-se que não houve diferença significativa entre as médias das três resinas para o G1, o G2 e o G3. Somente em relação ao G4, a média da AC (7,87 MPa) é significativamente menor do que a média da QC (10,36 MPa).

Na presente pesquisa, a área basal do DV, composta de resina acrílica e, portanto, mais adequada para a união química, foi um fator constante para todas as resinas. De acordo com Vallittu e Ruyter⁷⁴, após a polimerização, a magnitude da resistência de união é provavelmente baseada na profundidade de propagação do monômero no interior da estrutura do dente artificial. Essa propagação é dependente da temperatura e do tempo de polimerização, da estrutura polimérica, da temperatura de transição vítrea do polímero e do tipo de solvente. Para o DV, a propagação do monômero, provavelmente, restringiu-se somente à região basal pela dificuldade de penetração na área de resina composta. Além disso, mesmo que fosse possível maior profundidade de propagação do monômero, este

Discussão

encontraria uma camada de resina composta dificultando a união química. Desse modo, a composição e as características distintas dos polímeros não foram capazes de gerar diferenças entre as resinas no G1, no G2 e no G3.

O valor de média inferior da resina AC em relação ao material QC no G4, provavelmente, ocorreu pela maior capacidade de absorção de água da resina AC em função da menor quantidade de agentes de ligação cruzada, resultando em maior efeito plastificante^{3,62,68}.

6.2 Dente Biotone (DB) X Resinas para base

Os dentes artificiais de resina acrílica, como o DB, são compostos basicamente de pérolas de polimetilmetacrilato e pigmentos imersos em uma matriz polimérica com agentes de ligação cruzada^{4,74}. A união química entre esses dentes e as resinas para base de prótese é decorrente da propagação do monômero de metilmetacrilato para o interior do dente artificial⁷⁴. O monômero e o agente de ligação cruzada formam uma rede ao redor das pérolas de polímero (IPN)⁷⁴. Para esse tipo de dente artificial, a irradiação em microondas poderia atuar como fonte de energia viável para uma polimerização complementar devido à presença de radicais livres disponíveis em toda a superfície de resina acrílica⁶³. A polimerização complementar pode atuar na redução dos níveis de monômero residual, eliminando o seu efeito plastificante, o que favoreceria a resistência de união. Adicionalmente a essa polimerização complementar, poderia ocorrer um processo de difusão do monômero residual, tanto pela imersão em água como pelas irradiações em microondas.

Discussão

Para a resina termopolimerizável QC associada ao DB, observa-se, na Tabela 3 e na Figura 17, valor de média estatisticamente inferior para o G1 (8,78 MPa) quando comparado ao G2 (12,32 MPa).

Provavelmente, níveis elevados de monômero residual decorrente do ciclo A de polimerização recomendado pelo fabricante influenciaram na resistência de união dessa resina com o dente artificial mesmo após dois dias de imersão em água. De acordo com Jagger³⁷, o monômero residual gera um efeito plastificante nas resinas acrílicas à medida que reduz as forças intermoleculares. Como a união com o dente artificial é química, esse mesmo efeito plastificante que ocorre na massa da resina acrílica atinge também a interface de união. Dessa forma, o conteúdo de monômero residual pode ter interferido na propriedade avaliada. A presença dessa substância resultou em média inferior de resistência de união para o G1 quando comparado ao G2. Neste grupo pode ter ocorrido polimerização complementar, contribuindo para a diminuição do monômero residual e dos radicais livres. Durante as irradiações em microondas, as resinas são aquecidas até valores próximos da temperatura de transição vítrea. Assim, obtém-se maior mobilidade das moléculas de monômero residual em direção aos radicais livres presentes, induzindo uma reação complementar de polimerização e permitindo maior conversão de monômero em polímero⁴². A polimerização complementar beneficia a resistência, uma vez que reduz os níveis de monômero residual^{42,43}.

Com relação ao G3 (12,70 MPa) e ao G4 (13,78 MPa) da resina QC unida ao DB, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes. No G3, possivelmente, também ocorreu a polimerização adicional e/ou a difusão do

Discussão

monômero residual em água, mas esse efeito não foi cumulativo, pois esse grupo apresentou média semelhante à do G4. No G4 não ocorreu a polimerização complementar; contudo, a imersão das amostras em água foi suficiente para promover resultados semelhantes às médias obtidas no G3. Dessa forma, o processo de difusão por oito dias (G4) deve ter sido equivalente na diminuição do conteúdo de monômero residual quando comparado com a polimerização complementar e com a difusão ocorrida durante os ciclos em microondas. Quanto à classificação das falhas, pode-se observar na Tabela 6 e nas Figuras 30 a 33 que, para essa interação (DB X QC), a porcentagem de falhas adesivas diminuiu após os ciclos de desinfecção ou a imersão em água por oito dias (G1 – 50%, G2 – 30%, G3 e G4 – 0), resultado da provável diminuição dos níveis de monômero residual, o que elimina seu efeito plastificante.

Para a resina polimerizada em microondas AC, na Tabela 3 e na Figura 17, o G1 (11,61 MPa) apresentou média estatisticamente semelhante à do G2 (12,65 MPa). Entre o G3 (13,97 MPa) e o G4 (14,20 MPa), também não foram observadas diferenças estatisticamente significantes.

De acordo com Sadamori et al.⁶¹, as resinas polimerizadas por meio de microondas apresentam menor concentração de monômero residual em relação às polimerizadas pelo método convencional. Assim, como os corpos-de-prova da resina AC já apresentavam baixas concentrações de monômero residual, as desinfecções, provavelmente, exerceram pequeno efeito sobre o conteúdo dessa substância, não ocorrendo diferenças significativas entre os grupos controles e os irradiados. Da mesma forma que para a QC X DB, a interação AC X DB teve a

Discussão

porcentagem de falhas adesivas diminuída (Tabela 6) após os ciclos de desinfecção ou a imersão em água por oito dias (Figuras 34 a 37).

Para a resina termopolimerizável L, pode-se observar, ainda na Tabela 3 e na Figura 17, que o G1 (10,73 MPa) apresentou média de resistência de união estatisticamente semelhante à do G2 (12,35 MPa). As médias do G3 (12,44 MPa) e do G4 (12,58 MPa) também foram estatisticamente semelhantes.

Conforme anteriormente relatado para a resina L, o ciclo curto de polimerização utilizado nesta pesquisa, que inclui o aquecimento terminal a 100°C, deve ter resultado em pequenos níveis de monômero residual e de radicais livres. Portanto, esse material pode ter apresentado o mesmo comportamento da resina AC mediante os ciclos de desinfecção. Para essa interação, não foi observada nenhuma falha adesiva (Tabela 6, Figuras 38 a 41).

Considerando-se agora as resinas em relação a cada grupo separadamente, observa-se que, para o G1, a resina QC apresentou menor resistência (8,78MPa) que as outras duas e, entre estas, a diferença não foi significativa (AC=11,61 MPa e L=10,73MPa).

Provavelmente, o material QC no G1 apresentava maior conteúdo de monômero residual, já que, de acordo com Harrison e Huggett³², o ciclo curto de polimerização proporciona maior quantidade dessa substância. Assim, obteve-se menores valores de resistência de união para esse material. Para as resinas L e AC, os ciclos de polimerização utilizados, possivelmente, propiciaram níveis de monômero residual reduzidos. Além disso, a resistência de união pode ser influenciada pela propagação do monômero para o dente artificial. Essa

Discussão

propagação, por sua vez, é dependente da temperatura e do tempo de polimerização, da estrutura polimérica, da temperatura de transição vítrea do polímero e do tipo de solvente⁷⁴. O tempo de polimerização da resina QC, mais uma vez decorrente do ciclo de polimerização indicado pelo fabricante, pode ter influenciado na profundidade de propagação do monômero no dente artificial devido ao pouco tempo de contato entre a resina de base e o dente durante o processo de polimerização. Quanto menor é essa profundidade, pior é a união entre o dente e a resina acrílica e maior é a porcentagem de falhas adesivas⁷⁴.

Em relação aos outros grupos, não há evidência de diferença significativa entre os materiais. A realização de ciclos de desinfecção e/ou imersão das amostras em água destilada pode ter proporcionado diminuição do monômero residual presente nos corpos-de-prova da resina QC. Dessa forma, os valores de resistência de união dessa resina puderam tornar-se semelhantes aos valores de resistência de união das resinas L e AC para o G2, o G3 e o G4.

6.3 DVXDB

A Tabela 4 apresenta a comparação das médias de resistência de união entre as marcas de dentes artificiais. Nela pode-se observar que, praticamente, a resistência de união foi significativamente maior para os dentes da marca Biotone, com algumas exceções.

O DV associado à resina QC no G1 (10,50 MPa) apresentou maior resistência de união quando comparado ao DB (8,78 MPa) unido ao mesmo material. Durante o processo de polimerização, ocorre a propagação do monômero

Discussão

para o interior do dente. O DV é considerado um dente multicamadas, constituído de resina acrílica na região basal, de um núcleo central denso e de uma camada externa resistente à abrasão formada por partículas imersas em matriz polimérica¹⁰. Assim, provavelmente, a propagação do monômero restringiu-se somente à região basal pela dificuldade de penetração no núcleo central denso de resina composta. Como o tempo de polimerização da resina QC foi pequeno, um elevado conteúdo de monômero residual ficou restrito à região basal do DV. Posteriormente, durante o armazenamento em água por dois dias, o processo de difusão foi facilitado pela localização superficial do monômero residual.

Com relação ao DB, por ser composto apenas por resina acrílica, deve ter ocorrido maior propagação do monômero para a região central do dente. Sendo assim, após a polimerização da resina, o conteúdo de monômero residual retido no interior do dente foi elevado, tornando-se mais difícil de ser eliminado. Nesse caso, possivelmente o efeito plastificante foi mais pronunciado nesse dente, gerando menor resistência de união para o DB e um maior número (50%) de falhas adesivas.

Para o G2, o G3 e o G4 da resina QC, os valores de resistência de união foram estatisticamente superiores para o DB (12,32 MPa, 12,70 MPa e 13,78 MPa) quando comparado ao DV (9,34 MPa, 7,05 MPa e 10,36 MPa). Nesses grupos, pode ter ocorrido diminuição do monômero residual retido nas camadas internas do DB. Para esse dente, os ciclos de desinfecção (G2 e G3), provavelmente, induziram reação complementar de polimerização, aumentando o grau de conversão da resina. Além disso, as microondas e o armazenamento

Discussão

prolongado em água facilitaram a liberação de monômero por difusão. Assim, reduziu-se o efeito plastificante proporcionado pelo monômero residual. Esse fato pode ser confirmado quando se observa a diminuição da porcentagem de falhas adesivas à medida que os ciclos de desinfecção e o tempo de imersão aumentam (Tabela 6).

No DV, a localização superficial do monômero residual facilitou a sua difusão já após dois dias de imersão em água. Após esse período, o conteúdo remanescente dessa substância foi, provavelmente, eliminado pela continuidade do processo de difusão, já que a composição de DV dificulta a reação complementar de polimerização.

Assim, para o DV houve predominância do efeito plastificante da água absorvida comprometendo sua resistência de união. Essa ocorrência pode ser observada na Tabela 5, na qual, para o G3, foram registradas 50% de falhas adesivas. Já para o DB, observou-se efeito inverso associado à complementação de polimerização elevando os valores de resistência de união.

Com relação à resina AC no G1, não se observa diferença estatisticamente significativa entre DV (10,94 MPa) e DB (11,61 MPa). Conforme relatado anteriormente, a resina AC, em função do seu processo de polimerização, apresenta baixo conteúdo de monômero residual. Como o DV é um dente multicamadas, é provável que, durante a polimerização, a propagação do monômero tenha se restringido somente à região basal. Observa-se, assim, que a liberação do reduzido conteúdo de monômero residual localizado superficialmente no DV deve ter ocorrido nas primeiras horas de armazenamento em água. No DB,

Discussão

o reduzido conteúdo de monômero residual ficou retido no interior do dente. A imersão em água por apenas dois dias não foi suficiente para promover a liberação dessa substância.

Para a resina AC no G2, no G3 e no G4, observa-se valores de resistência de união superiores para o DB (12,65 MPa, 13,97 MPa e 14,20 MPa) em relação ao DV (9,45 MPa, 8,68 MPa e 7,87 MPa). Novamente, para o DV, o efeito plastificante da água prevaleceu sobre o efeito exercido pelos resíduos do processo de polimerização da resina AC. Para o DB, devido à sua composição, houve reação complementar de polimerização ou o fenômeno da difusão do monômero residual, melhorando as propriedades de resistência de união.

Com relação à resina L, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre o DV e o DB para o G1 (DV=11,15 MPa e DB=10,73 MPa) e o G2 (DV=11,37 MPa e DB=12,35 MPa). Entretanto, para o G3 e o G4, os valores de resistência de união do DB (G3=12,44 MPa e G4=12,58 MPa) foram estatisticamente superiores aos do DV (G3=8,52 MPa e G4=10,02 MPa).

Com o aumento do número de ciclos de desinfecção e do tempo de armazenamento em água (G3 e G4), os fenômenos de diminuição do conteúdo de monômero residual podem ter provocado diferenciação estatística entre os valores de DB e DV. Em DB, pode ter ocorrido polimerização complementar apesar do baixo conteúdo de monômero residual da resina. Além disso, durante o fenômeno da difusão nesse dente, a água absorvida deve ter causado menor efeito plastificante quando comparada ao monômero residual eliminado, favorecendo a resistência de união.

Discussão

Para o DV, em decorrência de sua composição, provavelmente, prevaleceu o fenômeno da difusão com predominância do efeito plastificante da água absorvida, prejudicando a propriedade avaliada pelo presente estudo.

Finalmente, avaliando agora os coeficientes de variação porcentual nas Tabelas 2 e 3, a variação das medidas de resistência de união, determinada pelo desvio padrão relativamente à média, é sempre menor com o DB (7,48% a 10,48%) quando comparado ao DV (11,18% e 19,29%). Assim, pode-se sugerir que o dente Biotone, por apresentar comportamento mais uniforme, pode ser indicado com maior confiabilidade.

Apesar da existência de diversos trabalhos na literatura sobre resistência de união, a apresentação das médias em N ou Kg dificultou comparações com os valores obtidos nesta pesquisa, tendo em vista que não consideram a área da interface de união^{11,12,14,31,35,36,56,69}. Além disso, não foram encontradas condições experimentais semelhantes às deste estudo.

Diante dos resultados obtidos, de um modo geral, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes quando se compara o grupo irradiado (G2) com o grupo controle correspondente (G1). A mesma afirmação é válida para comparações entre G3 e G4. Ocorreram apenas duas exceções: 1) resina QC unida ao DB, com valores estatisticamente superiores para o G2 quando comparado ao G1; 2) resina QC unida ao DV, com valores inferiores para o G3 quando comparado ao G4.

Assim, diante das limitações deste estudo, pode-se sugerir a realização de ciclos de irradiação como meio de desinfecção de prótese para as resinas AC e L.

Discussão

Para a resina QC, as irradiações poderão ser utilizadas na dependência da composição do dente artificial selecionado para a prótese. Entretanto, o máximo de irradiações possíveis, a relevância clínica desses resultados e outras propriedades mecânicas e físicas dos materiais devem ser avaliados em estudos futuros. Além disso, a resistência de união também deve ser avaliada por meio de testes dinâmicos tais como ciclagem mecânica e térmica, permitindo maior reprodução das condições mastigatórias e, portanto, aproximando-se da situação clínica.

7 Conclusão

Com base nas condições experimentais deste estudo e de acordo com a metodologia empregada, concluiu-se que:

- após dois ciclos de desinfecção, o valor de resistência de união da resina QC unida ao DV não apresentou alteração significativa em relação ao G1;
- houve diminuição do valor de resistência de união da resina QC unida ao DV, após sete ciclos de desinfecção, em relação ao G4;
- o valor de resistência de união da resina QC unida ao DB aumentou significativamente após dois ciclos de desinfecção, quando comparado ao G1;
- a resina QC unida ao DB, após sete ciclos de desinfecção, demonstrou valor de resistência de união estatisticamente semelhante ao G4;
- as resinas AC e L unidas ao DV e ao DB, após dois ciclos de desinfecção, não apresentaram alteração significativa nos valores de resistência de união em comparação ao G1;
- sete ciclos de desinfecção não promoveram alteração significativa nos valores de resistência de união para as resinas AC e L unidas ao DV e ao DB em relação ao G3;

Conclusão

- entre as resinas QC, AC e L unidas ao DV, só foram observadas diferenças significativas para o G4. Nesse grupo, a resina AC apresentou menor valor de resistência de união em relação à QC;
- ao comparar as resinas QC, AC e L unidas ao DB, só foram observadas diferenças significativas para o G1. Nesse grupo, a resina QC apresentou menor valor de resistência de união em relação às demais resinas;
- a maioria das falhas adesivas observadas para o DV unido à resina QC ocorreu no G3. Para a resina AC unida ao mesmo dente, observou-se maior número de falhas coesivas. Para o material L, todas as falhas foram coesivas;
- para o DB unido a resina QC, observou-se maior porcentagem de falhas adesivas no G1. Para as demais resinas, predominaram as falhas coesivas;
- praticamente em todas as condições experimentais, o DB apresentou resistência de união superior ao DV.

8 Referências*

1. AMIN, W.M. Durability of acrylic tooth bond to polymeric denture base resins. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, Larkield, v.10, n.2, p.57-61, June 2002.
2. ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In:_____. **Materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 4, p.28-43.
3. ANUSAVICE, K.J. Química das resinas sintéticas. In:_____. **Materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 10, p.125-139.
4. ANUSAVICE, K.J. Resina para base de dentadura. In:_____. **Materiais dentários**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 11, p.140-160.
5. BARPAL, D. et al. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n.6, p.666-671, Dec. 1998.
6. BRACE, M.L.; PLUMMER, K.D. Pratical denture disinfection. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 70, n.6, p.538-540, Dec. 1993.

*Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR 6023**: Informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

Referências

7. BÜYÜKYILMAZ, S.; RUYTER, E. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.10, n.1, p.49-54, Jan./Feb. 1997.
8. CARDASH, H.S.; LIBERMAN, R.; HELFT, M. The effect of retention grooves in acrylic resin teeth on tooth denture–base bond. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.55, n.4, p.526-528, Apr. 1986.
9. CARDASH, H.S. et al. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.64, n.4, p.492-496, Oct. 1990.
10. CASWELL, C.W.; NORLING, B. K. Comparative study of the bond strengths of three abrasion-resistant plastic denture teeth bonded to a cross-linked and a grafted, cross-linked denture base material. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.55, n.6, p.701-708, June 1986.
11. CATTERLIN, R.K.; PLUMMER, K.D.; GULLEY, M.E. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n.1, p.57-59, Jan. 1993.
12. CHAI, J. et al. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.13, n.2, p.112-116, Mar./Apr. 2000.
13. CIVJAN, S.; HUGET, E.F.; DE SIMON, L.B. Modifications of fluid resin technique. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.85, n.1, p.109-112, July 1972.
14. CLANCY, J.M.S.; BOYER, D.B. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.61, n.4, p.457-462, Apr. 1989.

Referências

15. CLANCY, J.M.S. et al. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.65, n.2, p.315-324, Feb. 1991.
16. CONNOR, C. Cross-contamination control in prosthodontic practice. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 4, n.4, p.337-344, July/Aug.1991.
17. CONSANI, S.; STOLF, W.L.; RUHNKE, L.A. Estudo comparativo da resistência à tração da união química dente-resina. **Bol. Mat. Dent.**, Piracicaba, v.2, n.1, p.17-29, jan./dez. 1970.
18. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. Denture cleansers. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.106, n.1, p.77-79, Jan. 1983.
19. CUNNINGHAM, J.L. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. **J. Dent.**, Guildford, v. 21, n.5, p.274-280, Oct. 1993.
20. CUNNINGHAM, J.L. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 27, n.4, p.312-316, Apr. 2000.
21. CUNNINGHAM, J.L.; BENINGTON, I.C. A new technique for determining the denture tooth bond. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, n.3, p.202-209, Mar. 1996.
22. CUNNINGHAM, J.L.; BENINGTON, I.C. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. **J. Dent.**, Guildford, v. 27, n.2, p.129-135, Feb. 1999.

Referências

23. CUNNINGHAM, J.L.; BENINGTON, I.C. Bond strength variation of synthetic resin teeth to dentures. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n.1, p.69-72, Jan./Feb. 1995.
24. DARBAR, U.R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Denture fracture – a survey. **Br. Dent. J.**, London, v.176, n.9, p. 342-345, May 1994.
25. DARBAR, U.R. et al. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n.6, p.591-594, Dec. 1995.
26. DARBAR, U.R. et al. The tooth-denture base bond: stress analysis using the finite element method. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, Larkfield, v.1, n.3, p.117-120, Mar. 1993.
27. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prothesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.57, n.5, p.650-658, May 1987.
28. DIXON, D.L. et al. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida Albicans*. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n.2, p.207-214, Feb. 1999.
29. FAJARDO, R.S.; MUENCH, A. Estudo da retenção entre resina acrílica para base de dentadura e dentes de resina acrílica. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v.11, n.2, p.117-121, abr./jun. 1997.
30. FLETCHER, A.M. et al. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. **J. Dent.**, Guildford, v.13, n.2, p.102-108, June 1985.

Referências

31. GANZAROLLI, S.M. et al. Resistência de união entre dentes artificiais e bases de próteses polimerizadas com microondas. **Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, São José dos Campos, v.2, n.2, p.79-86, jul./dez. 1999.
32. HARRISON, A.; HUGGETT, R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. **J. Dent.**, Guildford, v.20, n.6, p.370-374, Dec. 1992.
33. HAYAKAWA, I. et al. Adhesion of new light-polymerised denture base resin to resin teeth and denture base materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 4, n.6, p.561-568, Nov./Dec. 1991.
34. HONDA, M.O. **Estudo da união entre a base de resina acrílica termicamente ativada e o dente de resina acrílica com modificação em sua interface**. 2001. 99f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração Prótese dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
35. HUGGET, R. et al. Strength of the acrylic denture base tooth bond. **Br. Dent. J.**, London, v.153, n.7, p.187-190, Sep. 1982.
36. ISHIGAMI, K. et al. Basic studies on visible light-curing resin as a denture base. Part 5 – Its junctional strength with resin teeth. **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, Tokyo, v.29, n.1, p.39-41, Mar.1987.
37. JAGGER, R.G. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.5, n.2, p.151-157, Apr. 1978.

Referências

38. KAHN, R.C.; LANCASTER, M.V.; KATE JR, W. The microbiologic cross-contamination of dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 47, n.5, p. 556-559, May. 1982.
39. KATBERG JR, J.W. Cross-contamination via the prosthodontic laboratory. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 32, n.4, p.412-419, Oct. 1974.
40. KAWARA, M. et al. Bonding of plastic teeth to denture base resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.66, n.4, p.566-571, Oct. 1991.
41. KOHN, D.H. Propriedades mecânicas. In: CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Materiais Dentários Restauradores**. 11.ed. São Paulo: Ed. Santos, 2002. cap.4, p.67-116.
42. LAMB, D.J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. **Biomaterials**, Guildford, v.3, n.3, p.155-159, July 1982.
43. LAMB, D.J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. **J. Dent.**, Guildford, v.11, n.1, p.80-88, Mar. 1983.
44. MELLO, J.A.N. **Avaliação *in vitro* de propriedades mecânicas e químicas de uma resina autopolimerizável polida quimicamente, submetida a um ciclo de polimerização complementar com energia de microondas ou água quente**. 1999. 91f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.

Referências

45. MERCHANT, V.A. An update on infection control in the dental laboratory. **Quintessence Dent. Technol.**, Chicago, v.20, n.7, p. 157-165. June 1997.
46. MERCHANT, V.A.; MOLINARI, J.A. Infection control and prosthodontics. **Gen. Dent.**, Chicago, v.37, n.1, p.29-32, Jan./Feb.1989.
47. MOLINARI, J.A.; RUNNELLS, R.R. Role of disinfections in infection control. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.35, n.2, p.323-371, Apr. 1991.
48. MORROW, R.M. et al. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.39, n.5, p. 565-568, May 1978.
49. NEPPELLENBROEK, K.H. et al Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside relined resins. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.16, n.6, p. 616-620, Nov./Dec. 2003.
50. OLSEN, I. Denture stomatitis. Relapsed tendency and removal of acquired discolorations in long-term denture disinfection with chlorhexidine. **Acta. Odont. Scand.**, Oslo, v. 33, n.2, p. 111-114, Mar./Apr. 1975.
51. PAPAIOGLOU, E.; VASILAS, A. Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n.5, p.573-578, Nov. 1999.
52. PAVARINA, A.C. **Efeito das soluções desinfetantes sobre a dureza, resistência à flexão e características superficiais de resinas acrílicas termicamente ativadas.** 2000. 190f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.

Referências

53. PAVARINA, A.C. et al. An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.30, n.5, p.532-536, May 2003.
54. PEREZ, L.E.C. et al. Desinfecção de resinas para reembasamento. Efeito sobre dureza e rugosidade superficial. In: CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA UNESP, XIV, 2002, Presidente Prudente. **Anais...** Presidente Prudente: UNESP, 2002. 1 CD-Rom.
55. PEREZ, L.E.C. et al. Estabilidade dimensional de resinas para reembasamento imediato após desinfecção em microondas. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.16, Supl., p.76, 2002. Resumo Ib124.
56. POLYSOIS, G.L.; DAHL, J.E. Bonding of synthetic resin teeth to microwave or heat activated denture base resin. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, Larkield, v.2, n.1, p.41-44, Sep. 1993.
57. POLYSOIS, G.L.; ZISSIS, A.J.; YANNIKAKIS, S.A. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n.2, p.150-154, Mar./Apr. 1995.
58. POWELL, G.L. et al. The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n.2, p. 235-237, Aug. 1990.
59. ROHER, M.D.; BULARD, R.A. Microwave sterilization. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 110, n.2, p.194-198, Feb. 1985.

Referências

60. RUPP, N.W.; BOWEN, R.L.; PAFFENBERGER, G.C. Bonding cold curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.83, n.3, p.601-606, Sep. 1971.
61. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.72, n.1, p.19-22, July 1994.
62. SCHNEIDER, R.L.; CURTIS, E.R.; CLANCY, J.M.S. Tensile bond strength of resin denture teeth to a microwave or heat-processed denture base. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.2, p.145-150, Aug. 2002.
63. SEÓ, R.S. **Efeito da complementação térmica de polimerização sobre a resistência flexural e dureza de resinas acrílicas para reembasamento.** 2003. 177f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.
64. SHEN, C.; JAVID, N.S.; COLAIZZI, F.A. The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.61, n.5, p.583-589, May 1989.
65. SMITH, D.C.; BAINS, M.E.D. The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.35, n.1, p.16-25, Feb. 1956.
66. STAFFORD, G.D. et al. A review of the properties of some denture polymers. **J. Dent.**, Guildford, v.8, n.4, p.292-306, Dec. 1980.

Referências

67. SUZUKI, S., SAKOH, M., SHIBA, A. Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v.24, n.8, p.1091-1103, Aug. 1990.
68. TAKAHASHI, Y.; CHAI, J.; KAWAGUCHI, M. Equilibrium strengths of denture polymers subjected to long-term water immersion. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.4, p.348-352, July/Aug. 1999.
69. TAKAHASHI, Y. et al. Bond strength of denture teeth to denture base resins. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 13, n.1, p.59-65, Jan./Feb. 2000.
70. THEAN, H.P.Y.; CHEW, C.L.; GOH, K.I. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n.6, p.425-428, June 1996.
71. TSUCHIYA, H. et al. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl metacrylate from acrylic resin denture base materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.71, n.6, p.618-624, June 1994.
72. VALLITU, P.K. Bonding of resin teeth to the polymethyl methacrylate denture base material. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.53, n.2, p.99-104, Apr. 1995.
73. VALLITTU, P.K.; MIETTINEN, V.; ALAKUIJALA, P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.11, n.6, p.338-342, Nov. 1995.
74. VALLITTU, P.K.; RUYTER, E. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture bases polymers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.78, n.2, p.194-199, Aug. 1997.

Referências

75. WEBB, B.C. et al. Effectiveness of two methods of denture sterilization. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, n.6, p.416-423, June 1998.
76. WILLIAMS, H.N. et al. The recovery and significance of non oral opportunistic pathogenic bacteria in dental laboratory pumice. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, n.5, p.725-730, Nov. 1985.
77. YANIKOGLU, D.N.; DUYMUS, D.Z.; BAYINDIR, D.F. Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth. **Int. Dental J.**, Den Haag, v.52, n.1, p.20-24, Feb. 2002.
78. ZUCKERMAN, G.R. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n.6, p.603-607, June 2003.

9 Apêndice

9.1 Apêndice A: Dente Vivodent

Tabela A1 – Valores de resistência de união, em MPa, de acordo com a resina e o grupo

Resina	Repetição	Grupo			
		G1	G2	G3	G4
QC-20	1	12,45	8,40	8,57	12,93
	2	9,20	8,99	5,48	10,60
	3	7,68	6,27	8,37	8,08
	4	9,27	9,29	5,68	11,32
	5	12,01	8,33	7,82	11,26
	6	8,61	8,15	6,70	11,29
	7	12,91	9,73	8,43	10,64
	8	12,73	12,27	6,06	11,76
	9	9,75	11,63	5,72	8,63
	10	10,35	10,32	7,70	7,06
Acron	1	12,48	11,55	8,41	7,19
	2	12,97	10,89	10,12	7,35
	3	12,11	11,83	10,97	5,79
	4	10,44	9,67	8,89	9,97
	5	11,35	9,61	8,82	8,77
	6	9,41	8,54	7,35	7,08
	7	11,87	10,25	8,07	9,72
	8	7,06	8,33	9,10	7,80
	9	13,31	7,95	8,30	5,89
	10	8,39	5,89	6,80	9,15
Lucitone	1	9,11	11,41	7,02	8,43
	2	12,64	12,95	7,74	9,41
	3	12,57	11,25	9,29	7,39
	4	10,59	10,92	8,87	10,17
	5	12,09	13,74	11,02	10,29
	6	11,26	10,07	7,23	10,39
	7	10,77	12,64	8,87	10,49
	8	12,31	12,91	8,13	10,27
	9	9,53	9,37	8,30	12,45
	10	10,64	8,39	8,76	10,95

Apêndice

Tabela A2 – Sumário da análise de variância para a comparação de médias de resinas, grupos e da interação desses dois fatores quanto à resistência de união

Fonte de variação	Graus de Liberdade	Média Quadrática	F	P
Resina	2	13,18	5,15	0,007
Grupo	3	41,21	16,11	<0,001
Resina*Grupo	6	9,07	3,54	0,003
Resíduo	108	2,56		

Homogeneidade de variâncias: $p = 0,413$ (Levene)
Normalidade dos resíduos: $p = 0,138$ (Shapiro-Wilk)

Tabela A3(a) – Valores de probabilidade P do teste de Tukey para comparação de médias de resistência de união entre grupos para cada resina

Resina	Grupo	Grupo			
QC-20		G1	G2	G3	G4
	G1		0,899	<0,001	1,000
	G2	0,899		0,075	0,956
	G3	<0,001	0,075		0,001
	G4	1,000	0,956	0,001	
Acron		G1	G2	G3	G4
	G1		0,637	0,083	0,002
	G2	0,637		0,995	0,547
	G3	0,083	0,995		0,992
	G4	0,002	0,547	0,992	
Lucitone		G1	G2	G3	G4
	G1		1,000	0,018	0,914
	G2	1,000		0,007	0,771
	G3	0,018	0,007		0,624
	G4	0,914	0,771	0,624	

Apêndice

Tabela A3(b) – Valores de probabilidade P do teste de Tukey para comparação de médias de resistência de união entre resinas em cada grupo

Grupo	Resina	Resina		
G1		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		1,000	0,999
	Acron	1,000		1,000
	Lucitone	0,999	1,000	
G2		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		1,000	0,181
	Acron	1,000		0,252
	Lucitone	0,181	0,252	
G3		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		0,500	0,657
	Acron	0,500		1,000
	Lucitone	0,657	1,000	
G4		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		0,034	1,000
	Acron	0,034		0,120
	Lucitone	1,000	0,120	

Apêndice

9.2 Apêndice B: Dente Biotone

Tabela B1- Valores de resistência de união, em MPa, de acordo com a resina e com o grupo

Resina	Repetição	Grupo			
		G1	G2	G3	G4
QC-20	1	8,69	10,97	12,94	14,28
	2	9,81	12,79	10,72	12,38
	3	8,91	13,40	14,16	15,79
	4	8,35	13,09	12,88	13,61
	5	9,02	12,26	11,47	14,90
	6	8,40	11,71	13,79	12,07
	7	8,43	13,87	12,09	13,89
	8	9,21	12,74	13,16	14,38
	9	9,50	11,90	11,94	13,63
	10	7,49	10,46	13,82	12,86
Acron	1	12,37	11,49	13,64	14,99
	2	10,45	13,08	15,56	14,62
	3	11,43	11,93	14,82	13,56
	4	12,28	11,67	13,62	15,92
	5	12,28	14,26	14,93	12,14
	6	10,86	13,31	12,51	15,18
	7	10,92	11,32	14,49	13,43
	8	10,74	12,67	11,66	16,00
	9	11,68	13,49	14,14	12,15
	10	13,07	13,33	14,30	13,98
Lucitone	1	12,87	12,01	11,35	13,20
	2	11,09	12,68	13,53	12,16
	3	11,01	13,01	14,07	14,57
	4	10,55	12,34	13,67	13,88
	5	9,95	13,55	11,28	12,25
	6	10,27	13,19	12,85	10,30
	7	10,90	11,19	12,08	11,69
	8	10,37	10,80	13,79	11,10
	9	10,25	10,50	10,90	13,50
	10	10,09	14,20	10,89	13,11

Apêndice

Tabela B2- Sumário da análise de variância para a comparação de médias de resinas, grupos e da interação desses dois fatores quanto à resistência de união

Fonte de variação	Graus de Liberdade	Média Quadrática	F	P
Resina	2	17,72	14,38	<0,001
Grupo	3	57,43	46,60	<0,001
Resina*Grupo	6	5,77	4,68	<0,001
Resíduo	108	1,23		

Homogeneidade de variâncias: $P= 0,309$ (Levene)
Normalidade dos resíduos: $P= 0,224$ (Shapiro-Wilk)

Tabela B3(a)- Valores de probabilidade P do teste de Tukey para comparação de médias de resistência de união entre grupos para cada resina

Resina	Grupo	Grupo			
QC-20		G1	G2	G3	G4
	G1		<0,001	<0,001	<0,001
	G2	<0,001		1,000	0,142
	G3	<0,001	1,000		0,567
	G4	<0,001	0,142	0,567	
Acron		G1	G2	G3	G4
	G1		0,620	<0,001	<0,001
	G2	0,620		0,269	0,093
	G3	<0,001	0,269		1,000
	G4	<0,001	0,093	1,000	
Lucitone		G1	G2	G3	G4
	G1		0,064	0,038	0,016
	G2	0,064		1,000	1,000
	G3	0,038	1,000		1,000
	G4	0,016	1,000	1,000	

Apêndice

Tabela B3(b)- Valores de probabilidade P do teste de Tukey para comparação de médias de resistência de união entre resinas em cada grupo

Grupo	Resina	Resina		
G1		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		<0,001	0,008
	Acron	<0,001		0,834
	Lucitone	0,008	0,834	
G2		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		1,000	1,000
	Acron	1,000		1,000
	Lucitone	1,000	1,000	
G3		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		0,316	1,000
	Acron	0,316		0,103
	Lucitone	1,000	0,103	
G4		QC-20	Acron	Lucitone
	QC-20		0,999	0,402
	Acron	0,999		0,062
	Lucitone	0,402	0,062	

CHUQUI, R. Efeito de desinfecções sucessivas com energia de microondas na resistência de união entre dentes artificiais e resinas para bases de próteses. Araraquara, 2005. 185 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

Resumo

Este estudo avaliou o efeito de desinfecções sucessivas por meio da utilização de microondas sobre a resistência de união entre dentes artificiais (incisivos centrais superiores: Biotone – DB, modelo 264 e Vivodent – DV, modelo A15) e resinas para bases (QC20 – QC, Acron MC – AC e Lucitone 550 – L). Os dentes artificiais foram posicionados em anéis de PVC (20 mm de diâmetro e 20 mm de altura) preenchidos com cera. Cada anel foi incluído em silicone por condensação para facilitar posteriormente a remoção das amostras polimerizadas. Esses moldes de silicone foram então incluídos em mufla dental com gesso. A cera foi eliminada com água em ebulição, sendo o molde preenchido com resina acrílica, manipulada e polimerizada de acordo com as instruções do fabricante. Quarenta corpos-de-prova foram obtidos para as três resinas de base com as duas marcas de dentes avaliados. Todas as amostras foram divididas aleatoriamente em quatro grupos. G1 (controle) - amostras imersas em água destilada a 37°C por 48 horas; G2 - imersas por 48 horas e submetidas a dois ciclos de desinfecção por 6 minutos a 650 W; G3 - imersas por 48 horas em água destilada e submetidas a sete ciclos de desinfecção (um por dia) por 6 minutos a 650 W, estando as amostras imersas

Resumo

em água a 37°C entre as desinfecções; G4 - imersas em água destilada por 8 dias (controle). O teste de cisalhamento foi realizado em máquina de ensaios MTS – 810 com a força aplicada na superfície palatina dos dentes em ângulo de 45° e velocidade de 0,5 mm/min. As superfícies de fratura foram observadas em lupa estereoscópica com um aumento de 10 vezes para determinar a natureza da falha (adesiva, coesiva ou mista). Adicionalmente, foi realizada microscopia eletrônica de varredura. Os dados (MPa) foram analisados utilizando ANOVA, teste de Tukey e teste t de Student ($P=0,05$). Comparado ao G1 (10,50 MPa), a resistência de união do material QC unido ao DV não foi influenciado significativamente ($P=0,899$) pelas duas desinfecções em microondas (G2 – 9,34 MPa). Para QC unida ao DV, sete desinfecções em microondas (G3 – 7,05 MPa) promoveram uma diminuição significativa na resistência de união ($P=0,001$) quando comparado com o G4 (10,36 MPa). Após sete desinfecções, para a resina acrílica QC unida ao DV, 50% das falhas observadas foram de natureza adesiva. O valor médio de resistência de união de QC com DB foi significativamente elevado ($P<0,001$), depois que os corpos-de-prova foram submetidos a duas desinfecções em microondas (G2 – 12,32 MPa) quando comparado ao controle G1 (8,78 MPa). Comparando ao controle G4 (13,78 MPa), a resistência de união da QC unida ao DB não foi significativamente ($P=0,567$) influenciada por sete desinfecções em microondas (G3 - 12,70 MPa). Não ocorreram diferenças significantes ($P>0,05$) entre os G1 e G2 para as resinas AC e L unidas as duas marcas de dentes. Sete desinfecções em microondas não influenciaram ($P>0,05$) a resistência de união de AC e L com DV e DB quando comparada ao G4. Após sete dias de

Resumo

armazenamento em água, a resina AC unida ao DV (7,87 MPa) apresentou resistência de união significativamente inferior ($P=0,034$) ao material QC unido ao DV (10,36 MPa). Para o controle G1, os valores médios das resinas AC e L unidas ao DB foram estatisticamente superiores ($P<0,05$) quando comparados aos valores de QC unida ao DB (8,78 MPa). A maioria das médias de resistência de união de DB foi significativamente maior do que DV. A resistência de união dos materiais avaliados não foi alterada negativamente pelas desinfecções em microondas quando comparada aos grupos controles, com exceção da resina QC unida ao DV, após sete desinfecções em microondas.

Palavras-chave: Resinas acrílicas; microondas; desinfecção; resistência de união; dentes artificiais.

CHUQUI, R. Effect of microwave disinfection on bond strength of denture teeth to denture base resins. Araraquara, 2005. 185 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

This study evaluated the effect of microwave disinfection on the bond strength of denture teeth (maxillary central incisors: Biotone – DB, model 264 and Vivodent – DV, model A15) to acrylic resins (QC20 – QC, Acron MC – AC and Lucitone 550 – L). Denture teeth were positioned within polyvinylchloride tubes (20 mm diameter and 20 mm length) filled with melted wax. The tubes were invested in silicone rubber to facilitate removal of the processed specimens from the flask. These silicone moulds were then invested in the usual denture flasks in dental stone. The wax was boiled out, the mould was packed with denture resin and polymerized according to the manufacturer's instructions. Forty specimens were formed from each of the three denture base resin with the two brands of denture teeth. All specimens were randomly divided into four groups to provide a sample size of 10. G1 (control group) – immersed in distilled water at 37°C for 48 hours; G2 – immersed in distilled water at 37°C for 48 hours and microwaved twice at 650W for 6 minutes; G3 – immersed in distilled water at 37°C for 48 hours and microwaved (650 W for 6 minutes) daily for 7 days, being stored in water at 37°C between exposures; G4 (control group) – immersed in distilled water at 37°C for 8 days. Shear load was applied with a load testing machine at 45 degrees from the long axis of each denture tooth on the palatal surface at a crosshead speed of

Abstract

0.5mm/min until fracture. Fracture surfaces were evaluated with an optical stereomicroscope under x 10 magnifications to determine the nature of the failure (adhesive, cohesive or combination). In addition, a representative sample of each experimental group was evaluated with a scanning Electron Microscopy (SEM). The data (MPa) were analyzed statistically using 3-way ANOVA, Tukey's test and Student's t test ($P=0.05$). Compared to control G1 (10.50 MPa), the bonded strength of QC to DV was not significantly affected ($P=0.899$) by two cycles of microwave disinfection (G2 – 9.34 MPa). For QC bonded to DV, seven cycles of microwave disinfection (G3 – 7.05 MPa) promoted a significant decrease ($P=0.001$) in bond strength compared with that of G4 (10.36 MPa). QC resin bonded to DV revealed 50% adhesive failure rate after seven cycles of microwave disinfection (G3). The bond strength mean value of QC to DB was significantly increased ($P<0.001$) after two cycles of microwave disinfection (G2 – 12.32 MPa) when compared with the control G1 (8.78 MPa). Bond strength of QC to DB was not significantly ($P=0.567$) affected by seven cycles of microwave disinfection (G3 – 12.70 MPa) when compared with the control G4 (13.78 MPa). No significant differences ($P>0.05$) were observed between G1 and G2 for AC and L resins bonded to both brands of teeth. Compared to G4, seven cycles of microwave irradiation (G3) did not influence ($P>0.05$) the bond strength of AC and L materials bonded to DV and DB. AC resin bonded to DV (7.87 MPa) showed significantly lower bond strength ($P=0.034$) than QC to DV (10.36 MPa) after seven days of storage in water (G4). For control G1, the strength of AC and L bonded to DB was significantly higher ($P<0.05$) than QC bonded to DB

Abstract

(8.78 MPa). Most of bond strength mean values established between DB and the denture base resins evaluated were significantly higher than those of DV. Microwave disinfection did not adversely affect the bond strength of all tested materials with the exception of QC resin bonded to DV after seven cycles of microwave irradiation.

Keywords: acrylic resins, microwave, disinfection, bond strength, denture teeth.