



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



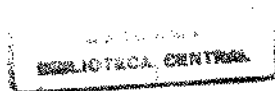
JOSÉ LUIZ LOPES SANCHEZ

CIRURGIÃO-DENTISTA

**ESTUDO “*in vitro*” DA RESISTÊNCIA DA UNIÃO ENTRE
RESINA ACRÍLICA E MATERIAIS REEMBASADORES
RESILIENTES SUBMETIDOS OU NÃO À
TERMOCICLAGEM.**

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
CAMPINAS PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO
DE MESTRE EM ODONTOLOGIA, ÁREA
DE PRÓTESE DENTÁRIA.

PIRACICABA - S.P.
1999

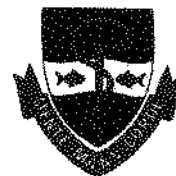




UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



JOSÉ LUIZ LOPES SANCHEZ

CIRURGIÃO-DENTISTA

**ESTUDO “*in vitro*” DA RESISTÊNCIA DA UNIÃO ENTRE
RESINA ACRÍLICA E MATERIAIS REEMBASADORES
RESILIENTES SUBMETIDOS OU NÃO À
TERMOCICLAGEM.**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 07/02/00

Assinatura do Orientador

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
CAMPINAS PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO
DE MESTRE EM ODONTOLOGIA, ÁREA
DE PRÓTESE DENTÁRIA.

ORIENTADOR: PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA-FOP/UNICAMP

BANCA EXAMINADORA: PROF. DR. SAÍDE SARCKIS DOMITTI- FOP/UNICAMP

PROF. DR. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO- FOA/UNESP

SUPLENTE: PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO- FOP/UNICAMP

PIRACICABA - S.P.

1999



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 07 de Dezembro de 1999, considerou o candidato JOSÉ LUIZ LOPES SANCHEZ aprovado.

1. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

2. Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

3. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI

Dedico este trabalho:

A meus pais, *José e Josefa* que me deram a vida e ensinaram a vivê-la com dignidade e humildade, que se doaram por inteiro, renunciando de seus sonhos para que eu pudesse realizar os meus.

À minha irmã, *Alessandra* pelo reconhecimento e apoio nos momentos difíceis.

À minha namorada *Ilydia*, cujo amor e estímulo deu uma dimensão especial a todos os meus projetos de vida.

Agradecimentos

Participar do desenvolvimento dessa tese foi a maior satisfação profissional que vivenciei, além da possibilidade de poder difundir nossas modestas experiências em nossa área de conhecimento. Para que essa tarefa fosse possível, foi necessário um trabalho em parceria que envolve, não somente mestrando e orientador, bem como várias pessoas, que de uma maneira ou de outra contribuíram para que esta meta fosse concretizada.

Agradeço à **CAPES** pelo apoio financeiro.

Agradeço a Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pois foi nesta Instituição de Ensino Superior que me graduei em Odontologia (1995), e a todos os professores dessa instituição, destacando o nome do **Prof. Dr. Saide Sarekis Domitti**, Professor Titular da Área de Prótese Total, pela oportunidade a mim destacada de desenvolver esse trabalho, tanto com sua grande disponibilidade e agradável convivência, bem como a escolha do meu nome para a única Bolsa de Estudos destinada a Área de Prótese Total.

Meus sinceros agradecimentos.

Agradecimento especial:

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, pelo estímulo,
compreensão, ensinamento, confiança, competência e
principalmente grande amizade.

Meus sinceros agradecimentos.

Meus agradecimentos:

A DEUS por ter me conduzido sempre, principalmente, nos meus momentos mais difíceis, sem jamais abandonar-me.

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Antônio Wilson Sallum**, e de seu vice-diretor **Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo**.

À **Profª Drª Altair A. Del Bel Cury** coordenadora do curso de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela competente condução da Pós-Graduação desta instituição.

Ao **Prof. Dr. Luís André Freire Pimenta**, professor do Departamento de Dentística Restauradora da FOP-UNICAMP pelo auxílio no desenvolvimento experimental deste estudo.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Signoreti**, professor da Área de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP pela análise e orientação estatística.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, Titular da Área de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, pelas valiosas sugestões na elaboração deste estudo.

Aos **Professores Drs. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo e Guilherme Elias Pessanha Henriques** da FOP-UNICAMP pelo incentivo e agradável convivência.

Aos **professores do curso de Pós-graduação em Clínica Odontológica** da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelos ensinamentos ministrados.

Aos **funcionários da biblioteca** da FOP-UNICAMP, pelo auxílio e disponibilidade nas pesquisas e consultas até hoje realizadas

Aos colegas **Ricardo, Vera Alice, Luís Henrique, Sílvia Helena e Kina** e demais alunos do curso de Pós-graduação da FOP-UNICAMP, pela parceria e amizade no transcorrer do curso.

Ao meu pai, **José Sanchez Duran**, Técnico em Prótese Dental pela ajuda no processamento das amostras.

À secretária **Eliete** do Departamento de Prótese e Periodontia, e à minha secretária **Rose**, pela competência e disponibilidade

A todos que direta ou indiretamente auxiliaram na elaboração deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

***"A única coisa que a gente deve cuidar é de dar sempre um passo à frente,
um passo, por menor que seja."***

John Ernst Alcibiade Socrate Steinbeck, 1902-1968

SUMÁRIO

RESUMO.....	1
ABSTRACT.....	5
1. INTRODUÇÃO.....	9
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	17
2.1. Resinas Acrílicas Ativadas Termicamente.....	19
2.2. Bases Resilientes.....	29
3. PROPOSIÇÃO.....	77
4. METODOLOGIA.....	81
4.1. Materiais.....	83
4.2. Método.....	84
4.2.1. Obtenção das matrizes metálicas.....	84
4.2.2. Confeção das amostras.....	86
4.2.2.1. Fixação das matrizes metálicas.....	86
4.2.2.2. Preparo da mufla.....	88
4.2.2.3. Preparo da contra mufla.....	89
4.2.2.4. Abertura da mufla.....	90

4.2.2.5. Obtenção das amostras em resina acrílica.....	91
4.2.2.6. Acabamento das amostras.....	92
4.2.2.7. Preparo das amostras para o ensaio de tração.....	92
4.2.2.8. Armazenagem das amostras.....	93
4.2.2.9. União das amostras com base resiliente.....	94
4.2.2.9.1. Confecção das amostras com a base resiliente Dentuflex.....	95
4.2.2.9.2. Confecção das amostras com a base resiliente Eversoft.....	95
4.2.2.9.3. Confecção das amostras com a base resiliente Ufi-gel.....	96
4.2.3. Armazenagem das amostras.....	96
4.2.4. Ensaio de tração.....	98
4.2.5. Observação das amostras.....	99
4.2.6. Análise estatística.....	100
5. RESULTADOS.....	101
6. DISCUSSÃO.....	111
7. CONCLUSÕES.....	119
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	123
APÊNDICE.....	133

RESUMO

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo comparar a resistência da união entre bases resilientes (Dentuflex, Ufi-Gel e Eversoft) e resina acrílica (QC-20), submetidas ou não à termociclagem. Foram utilizadas 60 amostras divididas em 6 grupos de variáveis, com 10 repetições cada. Para a confecção das amostras, foram utilizadas matrizes metálicas incluídas em mufla, cujo molde impresso na silicona de condensação e no gesso foi preenchido com resina acrílica. Após polimerizadas, as amostras foram unidas duas a duas em seu eixo longitudinal por uma base resiliente. Em seguida, metade das amostras foi levada ao termociclador MCT2 AMM Instrumental onde foram realizados 3000 ciclos de 1 minuto em água à 5° C ($\pm 1^\circ$ C) e 1 minuto em água a 65° C ($\pm 1^\circ$ C). A outra metade das amostras foi armazenada em água à 37° C durante 24 horas. Após cada período, as amostras foram submetidas a um tracionamento no equipamento EMIC-DL500MF com velocidade de 5mm/minuto. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística pelo Teste de Tukey, ao nível de 5% de probabilidade e as amostras foram analisadas quanto ao tipo de falha ocorrida. O material Dentuflex apresentou os maiores valores de resistência à tração, independentemente do tratamento recebido, apresentando diferença estatística em relação aos demais materiais. O material Eversoft quando termociclado apresentou superioridade estatística em relação ao material Ufi-Gel. Para os materiais Dentuflex e Eversoft, a termociclagem aumentou os valores de

resistência à tração, apresentando diferença estatística em relação ao controle, entretanto, para o material Ufi-Gel, o comportamento não foi alterado.

Palavras chave: Prótese dentária completa; Materiais dentários; Bases resilientes; Resistência da união

ABSTRACT

ABSTRACT

The purpose of this study was to compare the tensile bond strength between soft-liners (Dentuflex, Ufi-Gel and Eversoft) and the acrylic resin (QC-20), submitted or not to the thermal cycling (of 1 minute in water at 5°C and 1 minute in water at 65°C). Twenty samples were made to each soft-liner. Half of each group received thermal cycling, and the other half, did not. For making the samples, metal matrixes were invested in flasks, the molds was packed with acrylic resin and a spacer was used to divided the samples in the middle. After the resin curing, the spacer was taken out and the acrylic resins were joint with soft-liner material. Half of the samples were submitted to 3.000 thermal cycles, and the other half, were not. Afterwards, the samples were submitted to the tensile bonc strength test in a universal testing machine (EMIC-DL500MF) with a crosshead speed of 5 mm/min. The results, after Tukey test at 5% of probability, showed that the highest values were obtained to the Dentuflex (3.32 MPa), and the lowest values were observed with Ufi-Gel (0.18 MPa), both when submitted to the thermal cycling. According to the results it was observed that: the Dentuflex material presented the highest values of tensile bond strength, independent of the received treatment, presenting statistical differences related to the Eversoft and Ufi-Gel. The Eversoft material when submitted to the thermal cycling presented values statistically higher than the Ufi-Gel. For the Dentuflex and Eversoft materials, the thermal cycling increased the

tensile bond strength values presenting statistical differences related to the no cycled, and for the Ufi-Gel the behavior was not altered.

Keywords: Denture; Dental materials; Soft-Liners; Bond strength.

INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

O sucesso das próteses totais ou parciais depende da obtenção de estética, conforto e função. Entretanto, a saúde dos tecidos moles pode ser afetada quando houver a presença de sobrecarga de esforços durante o uso destas próteses. Como exemplo, poderíamos citar pacientes portadores de bruxismo, que induz esforços prejudiciais à mucosa bucal do paciente. Estes distúrbios podem lesionar os tecidos de suporte das próteses, ocasionando patologias, além de perda óssea. Outro fator a ser levado em consideração é a ocorrência de xerostomia crônica, um problema significativo para a mucosa bucal de pacientes portadores de próteses totais ou parciais.

Por muitos anos a profissão odontológica reconheceu a necessidade por próteses revestidas com material resiliente. Materiais apareceram e desapareceram do mercado com regularidade monótona e é provável que a inadequação dos mesmos demonstrou a necessidade de bases resilientes de uso prolongado. Sendo que alguns dos princípios fundamentais de próteses são a correta tomada da dimensão vertical e a prevenção de movimentos impróprios durante a função, que é propiciado com a utilização de bases rígidas. Porém, há casos que isso se torna intolerável para o paciente. Nesses casos a utilização de uma base resiliente tem êxito aliviando a dor durante a função.

Tentando minimizar os problemas advindos das situações supracitadas, pesquisadores e cirurgiões tem demonstrado interesse cada vez maior nos materiais

resilientes utilizados para o reembasamento de bases de próteses totais ou parciais removíveis com suporte mucoso, devido às suas propriedades de resiliência. O uso destes materiais permite a obtenção de superfícies macias, sendo designados para distribuição e absorção de cargas mastigatórias (DOOTZ et al. 1993, GRONET et al. 1997, KAWANO et al. 1991, KAWANO et al. 1997, TAKAHASHI et al. 1997, WAGNER et al. 1995 e WRIGHT et al. 1980), permitindo manutenção de rebordo ósseo por períodos de tempo prolongados, quando comparados com materiais rígidos (TAKAHASHI et al. 1997).

Os materiais resilientes podem ser indicados para casos de atrofia ou reabsorção dos tecidos de suporte, rebordo em lâmina de faca, bruxistas ou apertadores, portadores de defeitos congênitos ou adquiridos, portadores de xerostomia, overdenture sobre implantes, além de base de próteses antagonizadas por dentes naturais. Porém, apesar da grande quantidade de indicações, a maioria destes materiais não apresentou eficiência durante períodos de tempo prolongados, apresentando degradação e perda de suas propriedades (BASCOM 1966, CRAIG & GIBBONS 1961, LOUKA et al. 1977, WRIGHT 1994). Existem trabalhos, onde os autores descrevem modificações técnicas a fim de aumentar a longevidade das bases resilientes (CORWIN & SAUNDERS 1992, GRONET et al. 1997, HAYAKAWA et al. 1984, HAYAKAWA et al. 1997, JACOBSEN et al. 1997, LOUKA et al. 1977). Desse modo, os materiais reembasadores resilientes devem ser considerados temporários, pois seu período de vida útil é curto, quando comparados com bases rígidas.

Devido ao fato das bases resilientes apresentarem falhas de adesão características, além de perda de resiliência, necessitam de reembasamentos periódicos. É importante considerar que a absorção de água pode influenciar as propriedades adesivas desses materiais, alterando a força de união obtida inicialmente (KAWANO et al. 1994, LOUKA et al. 1977, WATERS et al. 1995, WOOD et al. 1997). Suas falhas são associadas à propriedades físico-mecânicas deficientes, as quais transformam estas bases num ambiente propício à proliferação de fungos (DAVENPORT et al. 1986, GRAHAN et al. 1991, MÄKILÄ & HONKA 1979, WRIGHT 1980) (como exemplo, o fungo *Candida albicans*) e bactérias (MATSUMURA et al. 1997), devido a alteração das características superficiais, formação de nichos provenientes de falha coesiva do material ou descolamento da superfície de união com a resina acrílica.

As bases resilientes mostraram ser muito susceptíveis a alterações durante o uso. CRAIG et al. em 1961 já estudaram as alterações de dureza, alteração de peso, e resistência ao rasgamento de bases resilientes, quando imersas em água destilada por 20 semanas. MÄKILÄ & HONKA em 1979 verificaram clinicamente as alterações da base resiliente Molloplast-B em relação a alterações de cor, sabor, cheiro, descolamento, lesões da mucosa, estomatite, e crescimento fúngico. Se isso não bastasse, caso a base não for limpa de forma correta, as alterações podem ser ainda maiores (DAVENPORT et al. 1986, GOLL et al. 1983).

Entretanto, as maiores falhas decorrem principalmente do descolamento da base resiliente da prótese. SCHMIDT & SMITH, em 1983 num estudo retrospectivo

de uso clínico com a base resiliente Molloplast-B, observaram descolamento em 20% das próteses. Em 1994 um outro estudo com o mesmo material, WRIGHT verificou descolamento da base resiliente em 7 das 15 próteses estudadas.

Dessa forma, o estudo da resistência da união das bases resilientes tem sido um dos principais alvos de estudos por muitos autores (KAWANO et al. 1992, SINOBAD et al. 1992, EMMER et al. 1995, DOOTZ et al. 1993, KUTAY et al. 1994 e AL-ATHEL & JAGGER em 1996), assim como os métodos para melhorar a adesão desses materiais, alterando as especificações para a confecção (WRIGHT 1986), polimerização (CORWIN & SAUNDERS 1992), utilização de adesivos (McMORDIE et al. 1989, HAYAKAWA et al. 1997 e JACOBSEN et al. 1997) ou de "Sealers" sobre a base resiliente (KAWANO et al. 1992 e GRONET et al. 1997).

DOOTZ et al. em 1993, submeteram bases resilientes em simulador de envelhecimento e foi relatado várias alterações como perda de alongamento, aumento da dureza em bases de poli-etilmetacrilato, devendo-se o fato de possivelmente haver uma continuação do processo de polimerização dessas bases, dependente do tipo de armazenagem utilizada.

Procurando preencher a lacuna na literatura com relação a trabalhos que envolvam ensaios de tração em bases resilientes quando submetidas a ciclagem térmica, resolvemos verificar se as bases resilientes permanentes sofrerão alteração na resistência da união quando simuladas em ciclagem térmica por 3000 ciclos, o que corresponde de modo aproximado, a três anos de simulação intra-oral, avaliando comparativamente a resistência à tração da união entre três bases

resilientes comercialmente conhecidas e utilizadas, através de ensaio de tração, combinado ou não à ciclagem térmica

REVISÃO DA LITERATURA

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1.RESINAS ACRÍLICAS ATIVADAS TERMICAMENTE

GRUNEWALD et al. realizaram, em 1952, um trabalho com o objetivo de avaliar as vantagens e desvantagens dos métodos usados para a inclusão de próteses. Foram investigadas as seguintes técnicas: 1) Inclusão por injeção. O banho de água foi aquecido à temperatura de ebulição durante 1 hora, permanecendo nesta temperatura durante 45 minutos. Após a polimerização, a mufla permaneceu em bancada durante pelo menos 1 hora, e em seguida foi imersa em água até atingir a temperatura ambiente; 2) Inclusão por injeção modificada: A parte superior da mufla foi cortada para reduzir a condutividade térmica do metal para o cilindro de resina, e o cilindro de injeção refrigerado com gelo; 3) Inclusão por injeção, usando o equipamento da Luxene ; 4) Inclusão por compressão: Após prensagem, a mufla foi colocada em prensa rígida. O conjunto foi imerso em água à temperatura ambiente e posteriormente aquecido durante 1 hora, até atingir a temperatura de ebulição, onde permaneceu durante 45 minutos. Após a polimerização, a mufla permaneceu em bancada durante 1 hora, sendo em seguida imersa em água até atingir a temperatura ambiente, quando a mufla foi aberta; 5) Inclusão por compressão utilizando um soldador de ferro: o calor foi fornecido por um soldador de ferro, a mufla aquecida durante 2 e 1/2 horas e então resfriada como descrito anteriormente. As causas mais

prováveis para a instabilidade dimensional de próteses incluídas pelas várias técnicas foram: tensão produzida na prótese durante o processamento e posterior liberação; variações nas dimensões resultantes do ganho ou perda de água causados pelo processamento; e, polimerização incompleta da resina, com posterior polimerização ou perda de monômero. Tem sido demonstrado que qualquer aumento ou diminuição do conteúdo de água é acompanhado por aumento ou diminuição na dimensão da prótese. Não foi observada grande diferença de sorção de água entre o método convencional por compressão ou injeção. A dureza e resistência transversa não foram influenciadas pelas técnicas de inclusão.

GAY & KING realizaram, em 1979, um estudo com o objetivo de comparar a qualidade da resina acrílica polimerizada em prensa aquecida e por ebulição, com aquela processada por 9 horas a 75°C. Foram utilizadas quatro amostras para cada ensaio. Três eram retangulares com 3, 5 e 10 mm de espessura, 10 mm de largura e 20 mm de comprimento. A quarta apresentou forma de cunha, com 10 mm de largura, variando a espessura de 0,5 a 2mm. Foi utilizada resina acrílica incolor para que as porosidades pudessem ser observadas após polimerização. O polímero e o monômero foram misturados e deixados polimerizar em bancada durante 15 minutos. Para a fabricação dos moldes foram utilizadas muflas de próteses parciais fixas, e cada amostra foi incluída em gesso pedra. Foi utilizada inclusão por compressão previamente ao fechamento final das muflas. Os métodos de polimerização utilizados foram: 10 minutos a 100°C, 15 minutos a 75°C, 20 minutos

a 70°C, 30 minutos a 60°C todos na prensa aquecida; 30 minutos, 45 minutos e 1 hora, em ebulição; e 9 horas a 75°C. De acordo com os resultados, os autores concluíram que resina acrílica com espessura entre 0,5 a 3mm pode ser polimerizada em prensa aquecida à temperaturas e tempos variando de 60°C por 30 minutos até 100°C por 10 minutos sem ocorrência de porosidades; resinas acrílicas com espessura maior que 3mm, quando processadas na prensa aquecida exibiram pequena quantidade de porosidade interna; resina acrílica com espessura maior que 3mm não pode ser polimerizada por ebulição sem ocorrência de pequena quantidade de porosidade interna; com espessura maior que 10 mm devem ser polimerizadas usando a polimerização por 9 horas a 75°C; os moldes em gesso pedra podem ser utilizados somente uma vez com bons resultados quando polimerizamos resina acrílica, e que a prensa aquecida é um meio válido para a utilização na prática laboratorial.

SKINNER em 1984, teceu considerações técnicas sobre as resinas para base de prótese total. O autor citou que a principal resina acrílica empregada para a confecção de bases de prova para próteses totais é o poli metacrilato de metila. Este material é transparente, podendo ser corado, suas propriedades ópticas e cor são estáveis em condições normais de uso, assim como resistência e outras propriedades físicas. Uma vantagem deste material, é a facilidade com que pode ser processado. Normalmente, o metacrilato de metila líquido (monômero) é misturado com o pó (polímero). A polimerização pode ser efetuada por aquecimento desta mistura, ou

por ativação química à temperatura ambiente. Ao monômero, que é o metacrilato de metila, pode ser adicionada pequena quantidade de hidroquinona (0,006 % ou menos), a qual auxilia na inibição da polimerização durante a armazenagem. O polímero consiste de um pó, com adição de um plastificante, o ftalato dibutílico, o qual não deve exceder em 8 a 10%. No monômero, é sempre incluído em pequena quantidade um iniciador, o peróxido de benzoíla. Para dar alguma cor, pode ser acrescentado pigmento. A relação monômero-polímero é essencial para a estrutura final da resina. Quanto maior a quantidade de polímero, menor o tempo da reação e menor a contração da resina. As proporções aproximadas, são geralmente de 3 para 1 em volume. A função desta mistura é produzir uma massa plástica, que possa ser comprimida no molde. O tempo de trabalho para a resina é de pelo menos 5 minutos. Este tempo é influenciado pela temperatura e quanto maior a temperatura, menor o tempo de trabalho. Com relação à polimerização, quando a temperatura da massa plástica atinge 60°C, as moléculas de peróxido de benzoíla decompõem-se, formando radicais livres, dando início à reação. O fator principal, governante da velocidade da reação, é a velocidade na qual se libertam os radicais livres, e esse fator é bastante influenciado pela temperatura. Geralmente, quanto menor a temperatura de polimerização, maior o peso molecular do polímero, embora o tempo para a polimerização possa ser bastante prolongado. O efeito do aumento de temperatura acima de 100°C é a ocorrência de porosidade no interior de uma porção espessa de resina. Um ciclo de polimerização geralmente aceito, é aquele onde a prótese é processada durante 9 horas a 74°C, sem a ebulição no final do ciclo. A

mufla deve ser esfriada lentamente, até atingir a temperatura ambiente. No caso das resinas acrílicas ativadas quimicamente, ao invés de utilizarmos calor para a polimerização da resina, utiliza-se um ativador químico (amina terciária), o dimetil-p-toluidina, para que a polimerização ocorra à temperatura ambiente. Como regra geral, com este tipo de ativação não se consegue o mesmo grau de polimerização que com a ativação por calor. O tempo de trabalho para as resinas ativadas quimicamente é invariavelmente mais curto que para os materiais ativados pelo calor. Quanto menor a temperatura, maior o tempo de trabalho para estes materiais. Sem dúvida, o endurecimento do material se dará dentro de 20 a 30 minutos após o fechamento da mufla, mas é duvidoso que a polimerização esteja completa. A polimerização pode continuar por várias horas. A mufla deve permanecer fechada por 2 a 3 horas, ou durante toda uma noite. A polimerização das resinas ativadas quimicamente não é tão completa como a das resinas ativadas termicamente, tendo 3 a 5% de monômero residual, em comparação com 0,2 a 0,5% nas resinas polimerizadas por calor. O calor exotérmico para as resinas ativadas quimicamente não é suficiente para produzir porosidades internas em sua massa, pelo efeito da ebulição do monômero.

ULUSOY et al. realizaram, em 1986, um estudo com o objetivo de selecionar o método de polimento que pudesse fornecer uma superfície mais lisa sobre resinas acrílicas ativadas química e termicamente, comparando a efetividade das diferentes técnicas de polimento. As amostras foram confeccionadas com 1 cm de diâmetro na

base, 1 cm de altura e 0,5 cm de diâmetro no topo. Os materiais utilizados foram a resina acrílica Quick Rodex ativada termicamente e a resina Vertex ativada quimicamente manipulados de acordo com as orientações dos fabricantes. Foram confeccionadas 10 amostras para cada grupo, que sofreram diferentes tipos de polimento, realizados pelo mesmo profissional, com baixa rotação, pressão suave e contato intermitente sob spray de água. A pedra abrasiva foi aplicada durante 15 segundos. Cada tipo de disco abrasivo foi aplicado durante 15 segundos sobre cada lado da amostra. Foram aplicados também um cone de feltro com pasta de pedra-pomes e escova macia com pó de giz, durante 15 segundos cada. A rugosidade superficial das amostras foi determinada por um Perfilômetro (Perthen GmbH, Alemanha) com registros gráficos. A ponta do Perfilômetro passou através das superfícies das amostras em linha reta, registrando a média aritmética de rugosidade, média de altura de picos e vales, obtendo valores em micrometros. Foi realizada uma passagem sobre cada amostra de cada grupo, e os dados foram analisados estatisticamente para as diferenças entre as várias técnicas de polimento. As amostras foram também analisadas por microscopia eletrônica de varredura. De acordo com os resultados, os melhores resultados foram obtidos com a utilização progressiva de pedras abrasivas, discos abrasivos grossos, médios e finos, cone de feltro com pasta de pedra-pomes e escova macia com pó de giz.

CHEN et al. realizaram em 1988, um trabalho com a proposta de avaliar a relação entre espessura da prótese e alteração dimensional de próteses totais

confeccionadas em resina acrílica, as quais ocorrem como resultado da técnica de processamento, além de determinar se ambos métodos, de polimerização rápida e rápido resfriamento são alternativas aceitáveis para padronizar o procedimento de polimerização de próteses, baseando-se nos resultados das medidas de variação dimensional. Para este estudo, foi utilizado um modelo padrão de metal para prótese total (ADA). Foram construídas bases de prova em cera com a mesma espessura e obtidos moldes idênticos de dentes posteriores em resina acrílica. Foi utilizada a técnica de moldagem por compressão para processar todas as próteses. Após a retirada das muflas, todas as próteses foram levemente acabadas com fresa para acrílico, polidas com pedra pomes e então colocadas sobre o modelo original para serem medidas. Foram confeccionadas 48 próteses totais com 3 diferentes espessuras (1,5; 3; e 5 mm) com Lucitone e Hirco, resinas acrílicas ativadas termicamente, seguindo as recomendações dos fabricantes. Os 4 tipos de polimerização e resfriamento utilizados neste estudo foram: 1- curto tempo de polimerização, e resfriamento em bancada; 2- idem resfriando em água; 3- polimerização regular, com resfriamento em água; 4- polimerização regular, com resfriamento em bancada. Os ciclos e temperaturas de polimerização foram os mesmos indicados pelos fabricantes, exceto que em alguns casos foi empregado o resfriamento rápido em água. Após a polimerização, as próteses foram inspecionadas e cuidadosamente recolocadas sobre seus moldes originais sem pressão. Para determinar a dimensão posterior palatal, foram colocados pontos na região mediana da prótese e pontos equidistantes em ambos lados desta linha

mediana. Cada ponto foi riscado com uma lâmina Bard-Parker e marcadas com corante. Para facilitar as medidas de molar a molar, marcas de orientação foram colocadas sobre a margem distal dos segundos molares antes do processamento. Após o processamento, a distância entre molares foi novamente medida e a porcentagem de variação calculada. As próteses foram removidas dos moldes, armazenadas em água deionizada por 1 mês e então medidas novamente. Todas as medidas foram realizadas utilizando comparador óptico (Traveling Microscope) com precisão de 0,001 mm. Para assegurar a precisão da técnica de medida e a capacidade do observador, foi realizado um ensaio das análises das medidas por dois observadores diferentes. Foi utilizada uma análise de variância para determinar se existiam diferenças significantes entre as várias espessuras das próteses, materiais para próteses ou ciclos de polimerização e resfriamento. De acordo com os resultados, os autores puderam concluir que foi observada uma discrepância visual entre o molde e a prótese na região palatal posterior, que a espessura da prótese nesta região tem influência na alteração dimensional, devendo-se procurar uma menor espessura possível da prótese nesta região, para diminuir a alteração. Concluíram também que o ciclo de polimerização tem pouca influência sobre a alteração dimensional, porém o resfriamento rápido aumenta a alteração dimensional da prótese.

GHAZALI et al. realizaram, em 1988, um trabalho com o objetivo de estudar o padrão de deformação funcional de próteses totais maxilares usando 3 tipos

diferentes de materiais para base de dentadura e 2 tipos de técnicas de processamento. Foram selecionadas 5 próteses totais usadas por pacientes da Faculdade de Odontologia de Malmo. As pessoas submetidas ao ensaio apresentaram condições de saúde satisfatórias. No exame clínico todos apresentaram reabsorção de rebordo residual, de moderada a severa, cobertas com mucosa sadia. Eles haviam utilizado próteses totais com sucesso durante vários anos e haviam recebido sua prótese mais recente pelo menos 6 meses antes de serem chamados para este estudo. Por meio de procedimentos laboratoriais padrão, foram realizadas duplicações das próteses totais maxilares. Por meio de técnicas de moldagem por injeção ou compressão, e com as resinas Acron-Hi, Vitalon 10-60 e Lux-i-dent, foram confeccionadas 6 próteses para cada paciente. A principal característica da técnica de moldagem por compressão é que o monômero é misturado ao polímero até atingir a fase plástica. A massa de resina é então inserida na cavidade do molde e aplicada pressão suave, até que as partes do molde sejam adaptadas, e o excesso retirado. A mufla é então colocada em prensa até que ocorra a polimerização. Na técnica de moldagem por injeção, é usada uma cápsula pré-proporcionada contendo o polímero e o monômero. Através de uma mufla especial com funil, o conteúdo da cápsula é injetado por pressão no interior da cavidade do molde. A porção inferior da mufla é aquecida enquanto a pressão é mantida. É claro que a contração de polimerização por este método é compensada continuamente pelo escoamento do material da cápsula. Em ambas técnicas, a polimerização foi obtida por ciclo rápido de polimerização (70°C por 2 horas e então 100°C por mais 1 hora). Durante o

experimento, cada paciente foi solicitado a comparar a adaptação e função das próteses duplicadas em duas visitas. Na primeira visita, 3 grupos de próteses foram comparados separadamente, e na segunda visita foi realizada uma comparação total entre todas as próteses duplicadas. Foi confeccionada uma escala de 3 graduações, para a indicação da função preferencial de cada prótese. Foi dada graduação 1 para a melhor e 3 para a pior e na segunda visita foi utilizada uma escala de 6 graduações. Foram utilizados 6 medidores de tensão linear do tipo EA 06-062 AQ-350, unidos à superfície de cada prótese de ensaio. O medidor número 6 localizou-se na superfície oral da prótese, paralelo e imediatamente oposto ao medidor número 1. Os medidores foram conectados independentemente a um condicionador e amplificador de sinais tipo 2100 (Vishay Instruments) conectado via cabo a um registrador UV tipo SE 6150 MK 11 (S.E. Labs Ltd.). Os seguintes experimentos clínicos foram realizados para cada paciente e prótese ensaiada: 1- o paciente foi solicitado a morder ao máximo por 10 vezes. Cada mordida durou aproximadamente 2 segundos e foi separada por um período de relaxamento de aproximadamente 5 segundos.; 2- ensaio de mastigação de comida, com 10 amostras de pão, 10 de maçã verde e 10 de aipo. Cada ensaio de mastigação foi seguido por um período de 5 minutos de relaxamento. Todas as amostras de cada alimento possuíam as mesmas dimensões. De acordo com os resultados, os autores concluíram que não há como correlacionar diversos fatores devido ao fato de que cada paciente tem um padrão de aceitação de adaptação e função como sendo ideal.

2.2. BASES RESILIENTES

CRAIG & GIBBONS realizaram em 1961, um trabalho com o objetivo de avaliar a dureza, alteração de peso, resistência da união e rasgamento e estabilidade de cor em dez bases resilientes (Dura base, Flexene, Soft Line, Soft Oryl, Treatment Reliner, Silyne, Softline, Plialite, Verno-soft e Nelson's Soft Lining) . Quanto à dureza, foi utilizado para o ensaio um durômetro Shore-A , 24 horas após seu processamento e diariamente durante 20 semanas em amostras armazenadas em água destilada. A alteração de peso foi analisada, pesando amostras a cada 48 horas em balança analítica, respeitando o tempo de preparo das amostras. A resistência da união e ao rasgamento foram determinadas utilizando um aparelho de ensaios Instron, e os resultados obtidos por deformação, com velocidade de 25 centímetros por minuto para cada amostra. Os valores originais foram determinados após 48 horas para que o tempo de auto-polimerização de cada material fosse completado. A estabilidade de cor foi avaliada por 2 métodos: 1) expor a base em lâmpada ultravioleta por 24 horas (especificação nº 12 da ADA); 2) avaliar a alteração de cor após armazenagem das amostras em água destilada a 26° C durante 20 semanas. Os valores de dureza apresentaram alteração após 4 semanas em água, considerando que as mudanças de peso continuaram até o fim do ensaio (18 semanas). Quanto à dureza, as bases resilientes variaram, e alguns grupos mantiveram ou perderam flexibilidade mesmo após imersão em água por um período de 20 semanas, porém

outros materiais perderam flexibilidade, sendo que algumas quase se equiparam a base rígida de resina acrílica. Quanto à alteração de peso, todas as bases com exceção da Flexene apresentaram aumento de peso variando de 0,6% a 4,3% por um período de até 14 semanas imersas em água destilada. Os ensaios de resistência da união apresentaram diminuição nos valores apresentados quando as amostras foram armazenadas em água, o que reflete a perda de plasticidade, resultado do endurecimento das amostras, o que não aconteceu quanto a resistência ao rasgamento e de adesão que na maioria dos resultados aumentou após armazenagem. O ensaio de estabilidade de cor mostrou ausência de alterações de cor nas bases Plialite, Flexene, Silyne e Softline; alterações moderadas em Verno-Soft e Soft Line, alterações médias nas bases Dura Base e Soft Oryl, e alterações pronunciadas nas bases Nelson's soft Lining e Treatment Reliner.

BASCON realizou em 1966, uma avaliação clínica de bases resilientes em utilização durante 27 meses. Foram utilizadas para o trabalho 47 próteses com base resiliente composta de silicone e outras 22 bases utilizando material resiliente de polímero acrílico, observadas a intervalos variados. Reação tecidual, alterações de cor, reação do paciente, endurecimento e alteração superficial foram avaliados, porém nenhum estudo das propriedades físicas foi realizado. Os aspectos clínicos da região de rebordo alveolar eram excelentes na maioria dos pacientes. Entretanto, dois pacientes que apresentaram história de dor crônica não pareciam beneficiados pela utilização destas bases. Em pacientes que receberam radiação, a base resiliente

de silicone se mostrou muito eficiente em relação à tolerância tecidual, muito prejudicada nestes casos. Quanto à reação do paciente em relação ao material, variou bastante. Alguns se sentiam muito confortáveis, porém outros observavam pouca diferença. Em pacientes em que a espessura da base foi em média superior a 1,5 mm, relataram sentir o efeito de como se estivessem mastigando uma bola de borracha. Apesar de alguns materiais endurecerem com o passar do tempo, a suavidade inicial proporcionou conforto no período inicial, o mais difícil para a adaptação. Todas as bases alvejaram em maior ou menor grau, possivelmente devido ao método de limpeza estabelecido a ser realizado com água clorada. Manchas de tabaco foram observadas em todos os pacientes fumantes e que utilizavam base resiliente de borracha de silicone. Também foi observado endurecimento gradual de todas as bases resilientes compostas de acrílico, com exceção das bases de borracha de silicone. Nenhuma alteração superficial foi observada nas próteses que receberam forramento resiliente à base de acrílico, porém algumas bases de borracha de silicone apresentaram alterações bruscas em suas superfícies, que ocasionaram a necessidade imediata de reembasamento, além de manchas brancas na superfície de todas as próteses que utilizaram essa base, o que pode indicar a presença de *Cândida albicans*.

LOUKA et al. realizaram em 1977, um estudo com o objetivo avaliar o efeito de dois tratamentos de superfície em bases resilientes e sua relação com as propriedades de molhabilidade, sorção de água e retenção sobre a base de prótese.

Os materiais utilizados neste estudo foram selecionados entre os mais utilizados ativados quimicamente (Soft Oryl, Flexacryl e Mollosil) ou termicamente (Palasiv e Molloplast - B) utilizados de acordo com as orientações dos fabricantes. Foram confeccionadas para o estudo amostras na forma de discos circulares com 50 mm de diâmetro e 4 mm de espessura, sendo que metade era base rígida e metade resiliente. Três grupos foram separados com 6 amostras para cada material. Grupo 1 - a superfície foi tratada com uma camada fina de sílica na superfície; Grupo 2 -foi utilizada a tecnologia de cobertura-de-hydroxil, a fim de se promover uma camada superficial sobre as amostras com radicais hidroxyl, e no Grupo 3 - sem tratamento (grupo controle). A molhabilidade foi determinada utilizando medidas de ângulo de esterése, com analisador para ângulos de contato. A sorção de água foi determinada através de alterações de peso após imersão em água destilada em diferentes períodos de tempo. Os dois tipos de tratamento superficial fizeram diminuir o ângulo de contato nas 2 primeiras semanas, melhorando assim as propriedades de cada material, com maior efeito para a Cobertura-Hydroxil, somente com exceção da base Oryl Soft que apresentou menor ângulo de contato quando tratada com o tetracloreto de sílica, que também apresentou aumento na sorção de água para as diversas bases, o que não ocorreu com o tratamento de Cobertura-Hydroxil e nem com o grupo controle.

GONZALEZ em 1977, escreveu um trabalho que teve por objetivo discutir composição, características, usos, vantagens e desvantagens das bases resilientes em

aplicação clínica, e descrever os pré-requisitos para uma base ideal. Quanto à composição e características das bases resilientes, tanto podem ser de vinil, polímeros de vinil acrílico, polímeros acrílicos ou elastômeros de silicone. Os polímeros acrílicos ou de vinil são preparados pela adição de óleo ou plastificadores, bem como com mistura de monômeros. Quanto ao uso, os materiais são indicados para a confecção de próteses em pacientes que apresentam o rebordo ósseo com formato de lâmina de faca, reabsorções ósseas severas, para evitar compressão sobre o forame mentoniano ou canal mandibular, e em tecidos recentemente corrigidos cirurgicamente ou até mesmo para enxertos de pele sobre o rebordo alveolar. Outra utilização para as bases resilientes, seria para pacientes bruxistas, permitindo melhor distribuição de esforços sobre o rebordo ósseo e diminuindo a reabsorção óssea, além de prevenir a irritação sobre áreas sensíveis como rafe palatina, espinha nasal anterior e rugosidade palatina. Foi indicado também para pacientes com defeitos orais congênitos ou adquiridos e também quando o paciente apresentava xerostomia. Quanto às exigências para a base ideal, os estudos do autor mostraram que nenhuma base preenche todos os requisitos, e o importante seria a durabilidade da base, que deveria ser a mesma da base rígida. Tanto clínicos quanto investigadores consideram as bases resilientes como materiais temporários. Para que uma base seja considerada ideal, deve apresentar dureza entre 20 a 25 unidades em Durômetro Shore A, não deve ser infestada por colônias de fungos ou bactérias, recuperar totalmente após deformação, ser de fácil higienização, técnica simples de aplicação, além de fácil ajuste e conserto, cor

estável, inodora, insípida, não-irritante, atóxica, dimensionalmente estável, com absorção mínima de fluídos, não deteriorar, e principalmente não descolar da base da prótese. Nenhum dos materiais estudados apresentou todas as características acima mencionadas, porém os estudos para se alcançar uma base resiliente devem continuar, devido a excelente alternativa que esses materiais apresentam.

MÄKILÄ & HONKA realizaram em 1979 um estudo clínico de uma base resiliente de silicone termopolimerizável (Molloplast-B), com o intuito de observar alterações de cor, gosto e cheiro, endurecimento, quebra da prótese, descolamento, lesões de mucosa, estomatite e crescimento fúngico. Para o estudo foram utilizadas 37 pessoas utilizando próteses totais bimaxilares, todos apresentavam fibromucosa em estado saudável. As avaliações foram realizadas em quatro etapas: A 1ª em torno de 2 a 8 semanas e subsequente em 6 (2ª etapa), 18 (3ª etapa) e 30 (4ª etapa) meses, após a instalação da prótese total. Quanto à análise da cor, as próteses foram comparadas com uma amostra de base resiliente de 2mm unida em resina e reservada em água. Em cada etapa o paciente era questionado sobre alteração de gosto ou cheiro na prótese. Observações quanto ao endurecimento, descolamento do material resiliente ou qualquer quebra da prótese foram registradas. Também foram verificadas as condições de higiene das próteses, e o estado da mucosa de suporte, assim como os métodos de limpeza de cada paciente, lesões de mucosa e finalmente a satisfação de cada paciente quanto a utilização da base resiliente, tendo como resultado: 1- Alterações de cor foram observadas em 33 próteses (86%). A cor

vermelha da base apresentou descoloração durante o uso em 17 próteses (46%), sendo que 9 na 1ª etapa, 7 na 2ª, e 1 na 3ª. Foi observado amarelamento em 16 próteses, sendo que em 10 casos progrediu para a cor laranja, marrom claro, médio ou escuro, e às vezes quase negro. Destas 10 próteses, 8 usuários eram fumantes; 2- Quanto ao endurecimento, em nenhuma prótese foi verificada esta alteração; 3- Foi observado descolamento em 22% das próteses nas margens; 4- Foram descritas alterações de gosto por sete pessoas na 1ª etapa, e 1 na 2ª etapa, onde descreveram gosto de borracha e medicamento, desaparecendo na 3ª etapa; 5- Foram observadas alterações de cheiro, principalmente em pacientes fumantes; 6- Quanto a quebra, foi observada em nove próteses, devido a um remanescente mais delgado da base rígida; 7- 19 pacientes limpavam a prótese utilizando somente escova e água e o restante utilizou sabão ou outro produto de limpeza, porém, 70% das próteses apresentaram higienização deficiente; 8- Foram observadas lesões de mucosa em 3 pacientes, dois casos desapareceram na 2ª etapa, 4 reclamaram de lesões na 3ª etapa; 9- Foi observada estomatite em 4% das próteses na 1ª etapa, 29% na 2ª, 27% na 3ª e 7% na 4ª etapa; 10- Crescimento fúngico - foram levadas amostras de 26 próteses para análise entre a 2ª e a 3ª etapas, e verificado crescimento fúngico em 21 próteses, sendo que em 16 era *Cândida albicans*; 11- Satisfação - 73% dos pacientes se mostraram muito satisfeitos (8 pacientes) ou satisfeitos (19 pacientes). Os autores observaram que a descoloração ocorreu principalmente devido ao uso de agentes de limpeza, porém a cor clara não pode ser encarada como desvantagem, já o amarelamento ou manchamento marrom fez a prótese parecer suja. As fraturas

ocorreram pelo fato da resina acrílica não apresentar espessura adequada. O crescimento fúngico era maior em próteses submetidas à escovação mais rígida, devido a formação de nichos, mostrando que a maior desvantagem da base resiliente é a dificuldade de manutenção da limpeza sem danificar o material.

WRIGHT realizou em 1980 um estudo com o intuito de verificar o crescimento da *Cândida albicans* em bases resilientes, mostrando a sua relação entre os componentes dessas bases. Foram selecionados para o estudo 17 bases resilientes. Cinco bases eram compostas por silicone, três condicionadores teciduais, oito bases compostas de poli(metil-metacrilato), e 1 material era composto de borracha natural com dimetil ditiocarbonato de enxofre. Foram confeccionados discos de 5-6 mm de diâmetro , recortados utilizando fresa estéril. Uma colônia de *Cândida albicans* foi preparada em base de ágar sangue. Uma pequena parte então foi transferida em 20 ml de sopa nutritiva e incubadas por mais 24 horas. Esta cultura foi então centrifugada e os microorganismos novamente suspensos em 5 ml de caldo nutritivo. Placas de Pétri foram preparadas com a adição de cada base resiliente nestas placas, e inseridas as culturas em cada placa, e verificadas com Nystatina a inibição ou crescimento da cultura para cada base resiliente. Naquelas placas em que ocorreu inibição do crescimento fúngico, os constituintes de cada material foram isolados e analisados em ensaios separadamente. Dos 17 materiais, 4 se mostraram inibidores para formação de *Cândida albicans*, sendo que dois deles compostos de borracha de silicone auto-ativado , 1 de silicone vulcanizado por calor e 1 de borracha natural

(componente experimental). Num exame de seus compostos, mostrou que a atividade inibidora deles estava ligada à presença do ativador de dibutín dilaurato nas bases de silicone auto-ativados, aditivo de vinil silano para as bases ativadas termicamente e de catalizador de zinco dimetil ditiocarbamate na base de borracha experimental. O autor afirmou que a relevância clínica dos efeitos inibidores não pode ser estimado tão somente pela composição química das bases resilientes, mas também por outras propriedades do material, como absorção de água, solubilidade e características superficiais, que tem obviamente grande importância na formação de nichos que propiciarão aumento tanto da atividade fúngica quanto bacteriana.

WRIGHT em 1981 realizou um trabalho com o intuito de discutir a composição e as propriedades de bases resilientes. Foram selecionadas 5 bases resilientes compostas por borracha de silicone (Flexibase, Simpa, Cardex-Stabon, Per-Fit e Molloplast-B), 8 compostas de poli-metilmetacrilato (CoeSoft, Soft-Oryl, Ardee, Coe Super-Soft, Palasiv 62, Soft Nobiltone, Virina e Verno Soft) e 4 materiais experimentais (Hydrocryl, A.D.I., Cole e Natural Rubber). As propriedades físicas de interesse foram: Compatibilidade com os tecidos orais, resiliência, estabilidade dimensional, resistência à ruptura, adesão à base de poli-metilmetacrilato, molhabilidade e crescimento de *Cândida albicans* na sua superfície. A análise química foi realizada a partir de um identificador de componentes utilizando espectroscópio de absorção infra vermelha (Pye-Unicam SP 1000) para identificar e quantificar o plastificador de cada material. Para o ensaio de

absorção de água e molhabilidade, amostras foram imersas em água a 37° C e pesadas em intervalos regulares até que o equilíbrio fosse alcançado. Posteriormente, o material foi seco em forno a 37° C com uso de dissecante e reimersos em água e dissecados novamente, comparando os pesos a cada procedimento. Para a análise das propriedades visco-elásticas, os materiais foram ensaiados em pêndulo torsional, calculando-se a armazenagem e dissipação de forças em cada base resiliente. Para o ensaio de resistência à ruptura foi utilizada amostra com formato de "calças", logo após o preparo dos materiais a 37° C e após um período de 6 meses armazenados em água destilada a 37° C. O ensaio de poder de adesão foi realizado utilizando-se o método de descascamento a 180°, originalmente descrito por Kendal (1975), realizado após o processamento de cada material e após variados períodos de tempo até 6 meses. A molhabilidade foi analisada, utilizando-se a medição de ângulos de contato, descritos originalmente por McJoughall e Ockrent (1941), sendo que esta medida indica a facilidade com que a saliva se esparrama sobre a superfície do material e se nenhuma capa lubrificante é formada. Para descrever o crescimento de *Cândida albicans*, foi utilizado o método de difusão de disco de prova à sensibilidade de bactérias para agentes antimicrobianos. Quanto aos resultados, o autor dividiu-os segundo a composição de cada base: a) Bases resilientes à base de silicone: foram os materiais que apresentaram melhor combinação de propriedades e podem ser considerados como bases resilientes permanentes. Entretanto notou-se que esses materiais eram deficientes em relação à molhabilidade; b) Materiais à base de resina acrílica

convencional: esses materiais apresentaram inicialmente propriedades físicas compatíveis, porém com o uso, foi observada grande perda dessas propriedades, não podendo ser considerados de uso permanente; c) Materiais à base de resina acrílica hidrofílica: apresentaram grande absorção e solubilidade, devendo ser utilizados somente como base temporária; d) Bases à base de Borracha natural: o autor contraindicou o uso deste material como base resiliente, pela grande absorção de água, baixa estabilidade dimensional e adesão a base de resina acrílica, péssimo índice de molhabilidade e o mais significativo de todos, um de seus constituintes poderia ser carcinogênico.

GOLL et al. realizaram em 1983 um estudo com o objetivo de determinar as compatibilidades e incompatibilidades dos produtos para limpeza de próteses dentais mais comumente utilizadas, em relação às propriedades físicas das bases resilientes temporárias. O autor utilizou para o experimento 8 bases resilientes distintas e 11 soluções limpeza. Em adição às soluções, as amostras de cada base resiliente foram imersas em água fria (18,3° C) que serviram como grupo controle. Outro grupo foi preparado e imerso em água morna (54° C), porque observações anteriores sugeriam que temperaturas elevadas poderiam produzir aceleração da deterioração desse tipo de base. Cada base resiliente foi manipulada de acordo com as orientações do fabricante e vertidas em molde metálico sobre uma base de resina acrílica previamente preparada. Para avaliação de alteração de cor, porosidade superficial e distorção, foram utilizadas amostras circulares de 25 mm de diâmetro de 2

espessuras diferentes: 2 e 4 mm. Quatro amostras de cada espessura foram imersas para cada uma das 11 soluções. Amostras menores que 13 mm de diâmetro foram selecionadas para o ensaio de absorção de água e solubilidade e alteração dimensional. Logo após 24 horas do processamento, todas as amostras receberam mensurações iniciais. Como recomendado para cada fabricante, os limpadores foram manipulados e posteriormente sua temperatura padronizada em 37,7° C para todos os produtos, exceto para o grupo controle. Para alterações de coloração as amostras foram comparadas visualmente com o grupo controle. Para a porosidade superficial, foi utilizada a análise de Ridit, que envolve a análise de porosidade para cinco amostras, variando uma da outra pelo aumento dos níveis de porosidade para servir como padrão. Alterações dimensionais foram realizadas utilizando-se comparação entre amostras de grupo controle e amostras expostas entre 1 e 30 dias, e os resultados expressos em valores percentuais. Sorção e solubilidade foram analisados com pesagem das amostras em balança eletrônica digital. As amostras foram dissecadas e posteriormente imersas e realizadas mensurações dentro do período de 1 a 30 dias e pesadas novamente. A diferença de peso antes e após a imersão em água determinou a absorção de cada base resiliente. A perda de peso após a dissecação, determinou a solubilidade de cada material. Os resultados mostraram que as bases resilientes menos afetadas pelas soluções de limpeza foram Lynal, Tissuedyne, F.I.T.T. e Hidro-Cast, nesta ordem. Viscogel, Softone e Veltec foram as mais afetadas. A solução de limpeza mais compatível com as bases resilientes estudadas foi Clorox/Calgon. Outro fato observado pelo autor foi que a espessura

das bases resilientes não influenciou os efeitos produzidos pelos agentes de limpeza estudados.

SCHMIDT & SMITH realizaram no ano de 1983, um estudo retrospectivo de 6 anos em próteses forradas com a base resiliente Molloplast-B. Os pacientes receberam próteses totais confeccionadas entre 1975 e 1980. As informações sobre a duração de cada base, número de reposições e número de ajustes das bases foram obtidas nos registros dentais dos pacientes. A integridade da base foi avaliada de acordo com o seu poder de recuperação, adesão, textura, presença micótica e bacteriana, retenção de placa, presença de cálculo, manchas, alteração de cor, odor e utilização. O poder de recuperação foi mensurado à partir de um Durômetro, utilizando-se um instrumento endodôntico novo com "stop" para cada prótese ensaiada, onde a medição foi realizada da ponta do instrumento até onde o instrumento penetrou à partir da posição em que o "stop" se posicionou. Quanto à adesão, sua integridade foi determinada através de inspeção visual, pois qualquer separação da base era facilmente observada. A textura foi registrada como localizada ou generalizada. Para observar a presença de fungos, a base foi enxaguada com água destilada por 5 segundos e posteriormente raspada na região de molares do lado direito com espátula estéril de madeira e transferida para uma placa de Pétri com ágar e ágar sangue. A higiene foi analisada pela quantidade de placa aderida sobre a base resiliente, com uso de Erytrosina a 5%. A presença de cálculo e sua localização também foi registrada. Quanto a odores, o examinador classificou-os

como sendo de nicotina, café ou outros. O grau de perda de cor da base resiliente foi comparada a uma amostra recentemente processada de Molloplast-B, além de observar a presença de manchas. O autor chegou aos seguintes resultados: 1- Poder de recuperação: Não sofreu interferência do tempo de exposição da base ao uso; 2- adesão: O descolamento ficou evidente em 20% das próteses; 3- Textura: Foi observada textura anormal em 67,5% dos casos; 4- Presença de fungos: 28,2% das bases resilientes apresentaram resultado positivo para a cultura de fungos; 5 - Higiene: A pontuação máxima de placa encontrada entre todas as bases foi de 41,6% (variação entre 0 e 100%); 6 - Descoloração e manchamento: Perda de cor estava presente em 62,5% dos casos e manchas foram encontradas em 45% das bases resilientes. O autor concluiu que a base resiliente Molloplast-B pode ser considerada material permanente, pois pode permanecer útil durante um tempo compatível com a durabilidade das próteses de resina acrílica. Porém, a sua longevidade está diretamente relacionada com a correta manipulação e preservação diária pelos pacientes. O poder de recuperação não alterou com o tempo e era diretamente relacionado com a espessura do material, sendo 3 mm a ideal.

HAYAKAWA et al. realizaram em 1984 um estudo com o objetivo de avaliar clinicamente uma base resiliente composta de copolímero de fluoretileno, desenvolvido pelos mesmos autores, que demonstraram previamente apresentar boa resistência à abrasão e solventes e baixa absorção de água. Foram selecionados 22 pacientes com dor crônica devido à utilização de próteses totais com bases rígidas.

Na maioria dos pacientes, o desconforto e a dor desapareceram. Porém, alguns pacientes sentiram como se estivessem comendo borracha enquanto se alimentavam, sensação que perdurou no máximo durante 1 mês de uso. Análises semestrais mostraram que não surgiram sinais de inflamação ou irritação de mucosa. Também não ocorreram descolamentos entre base resiliente e a prótese. Onze bases foram retiradas para análise bacteriológica (dentro de um período de 12 a 21 meses), e os outros pacientes continuaram para outras análises. Foi demonstrada que a flora bacteriana é a mesma encontrada na placa dental em estágios iniciais. O material também mostrou que houve áreas com descoloração após o uso, em relação à base da prótese, mas que tão logo foram lavadas, foram facilmente removidas. O autor concluiu que a base se portou bem clinicamente, não apresentando defeitos que contra-indiquem sua utilização, porém, outras propriedades físicas desse material devem ser mais estudadas.

DAVENPORT et al. realizaram em 1986 um estudo com o intuito de prover informações adicionais sobre a compatibilidade de limpadores de prótese com as bases resilientes e discutir quais os melhores métodos de limpeza para esses materiais. As bases resilientes utilizadas foram: Molloplast-B (base de borracha de silicone polimerizada por calor), Coe Super-Soft (resina acrílica polimerizada por calor) e Softic 49 (resina acrílica polimerizada por calor). Os produtos para limpeza selecionados foram: Toots Denture Cleanser (peróxido alcalino), Deepclean (ácido sulfâmico), Denclen (ácido mineral) e Dentural (Hipoclorito alcalino). As amostras

foram preparadas em matriz metálica cilíndrica, com 12 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, e na base de cada uma foi colocada uma placa de Perspex, e sobre o material, uma base de polietileno. Cada amostra foi preparada de acordo com o fabricante e as amostras resultantes consistiam em um disco de base resiliente sobre uma base de Perspex. Soluções de cada produto de limpeza foram preparadas (de acordo com cada fabricante) e três amostras para cada material foram submersas. Foram imersas seis amostras controle em água a 37° C, e uma amostra foi armazenada seca. Foram realizados 100 tratamentos durante 5 semanas e nos intervalos entre os banhos, as bases permaneceram imersas em água a 37° C. Foram comparadas com o grupo controle as alterações visuais, a suavidade e a recuperação elástica. Após 5 semanas, a única alteração visual era o esbranquiçamento da base Molloplast-B com a utilização de Deepclean, sendo detectado já no sexto dia de imersão. Quanto à suavidade, o autor não observou nenhuma alteração significativa na suavidade dos três materiais, inclusive demonstrando leve aumento na suavidade após a imersão nas soluções de limpeza. A recuperação elástica demonstrada pelo Molloplast-B após a imersão é maior que a obtida pelos outros materiais. Dessa forma, o autor determinou que a utilização de soluções de limpeza é importante também para próteses com base resiliente, devido a sua efetividade na remoção de placa bacteriana e prevenção na formação de colônias de bactérias sem que ocorra deterioração desses materiais.

WRIGHT apresentou em 1986 um trabalho com o intuito de apresentar detalhadamente o melhor método de manipulação laboratorial da base resiliente Molloplast-B a fim de aumentar o seu tempo de uso clínico, pois a manipulação desse material requer um método muito detalhado, e consequentemente muitas instruções foram omitidas pelo fabricante. O autor apresentou um método detalhado para a confecção do reembasamento indireto de próteses totais com a base resiliente Molloplast-B. Apesar do método descrito ter provado sua eficácia num período de três anos, o tempo mínimo requerido para essa técnica é de 3 dias inteiros para a fase laboratorial, o que ocasiona grande aumento do custo final da prótese, porém esse custo poderá ser pago pelo aumento da longevidade da base, não necessitando reembases em curtos períodos de tempo.

McMORDIE et al. realizaram em 1989, um trabalho com o intuito de avaliar três adesivos. Silastic 891 é polimerizada diretamente sobre a base rígida, a fim de melhorar a adesão entre bases de polimetilmetacrilato e a base resiliente de silicone. Foram utilizados para o experimento três marcas comerciais de primers (Down Corning 4040, S-2260 e 1200), de acordo com instruções do fabricante. O grupo controle foi obtido com o processamento do Silastic 891 processado diretamente sobre o Lucitone 199 sem utilização de qualquer adesivo. As matrizes e espaçadores foram confeccionadas de modo padronizado e então realizado o molde em silicone, a fim de facilitar a confecção das amostras. A resina acrílica Lucitone 199 foi preparada de acordo com instruções do fabricante, inserida no molde e

processada em banho de água a 65° C por 9 horas. Após a polimerização, a resina foi desincluída, e as amostras obtidas foram aparadas nas mesmas dimensões. Os espaçadores foram retirados do revestimento e as superfícies lixadas, limpas e secas, e aplicado o Primer específico para cada grupo. Quando estas estavam secas, foram recolocadas no molde, aplicado o Silastic e fechado o molde rapidamente para não contaminar com poeira. Após o tempo de polimerização do silicone, as amostras foram desincluídas e realizado o acabamento com lâmina afiada, sendo então perfuradas e submetidas a tracionamento em um equipamento de ensaio universal (Instron Corp.) com velocidade de 1,25 centímetros por minuto, sendo então a carga registrada graficamente. Foram analisadas 10 amostras para cada material e observada maior força de adesão quando os primers foram utilizados. Os melhores resultados foram obtidos com o primer 4040, com a base permanecendo fixa em 7 das 10 amostras, caracterizando rompimento coesivo. Todas as amostras dos primers 1200 e S-2260 apresentaram valores de adesão inferiores, caracterizando o rompimento de forma adesiva. Os autores concluíram que em todos os primers utilizados, o poder de adesão foi aumentado, e que o primer Down Corning 4040 aumentou a força adesiva.

BURREL et al. realizaram em 1991 um estudo com o objetivo de avaliar a precisão da técnica de reembasamento com técnica de impressão em próteses com base resiliente. Para o estudo, o autor utilizou uma matriz de aço de 3 cm de comprimento por 1 cm de largura, com um corte transversal com formato

trapezóide para representar um processo alveolar. Uma fôrma de resina acrílica ativada termicamente foi processada em uma duplicata da matriz de aço, primariamente espaçada com duas placas de cera e posicionados pinos de aço com o objetivo de manter uma distância de 3 mm entre base rígida e matriz de aço a fim de ser ocupada pela base resiliente. Para as moldagens foram utilizadas bases de silicone pesada e leve, e a base de metal isolada com uma película de vaselina. Foram confeccionados 10 modelos de gesso pedra e mais outros 10 usando outro material de impressão para servir como controle. Como resultados, o autor descreveu que a técnica de impressão é bastante válida para esse tipo de procedimento, e apesar de ter encontrado diferenças estatísticas em materiais de impressão leves e pesados, não são consideradas clinicamente.

GRAHAN et al. estudaram no ano de 1991 a presença e o crescimento "in vivo" de fungos em bases resilientes. Foram selecionadas duas bases temporárias para o estudo com propriedades bastante diferentes apresentadas em estudos anteriores. Além disso, o fabricante da base A (Veltec) recomendava seu uso durante 30 dias ou mais, e para o material B (CoeConfort) para um período de 7 dias. Foram selecionados aleatoriamente 14 pacientes desdentados totais. Utilizando uma espátula de madeira, foram recolhidas raspas de placa das superfícies dessas bases resilientes após um período de 1 hora, e 1, 2, 7, 14 e 30 dias após a instalação da base. Posteriormente, as amostras foram examinadas em sucessão e analisada a presença ou não de hifas que determinam a contaminação fúngica. Foi utilizado o

método de Fisher's para determinar se houve diferença estatística relevante entre os materiais e para cada período de recolhimento. O autor observou a presença e o crescimento fúngico nessas bases, principalmente após o 30º dia, que como consequência pode provocar estomatite e irritação na mucosa do paciente. Não observou diferença significativa na prevalência e crescimento fúngico entre as duas bases resilientes estudadas.

KAWANO et al. desenvolveram um estudo em 1991, com o objetivo de estudar a influência das bases resilientes na distribuição de forças na base da prótese. Foram utilizadas seis bases resilientes (Hydro-cast, Viscogel, Softone, Fitt, Soft-Liner e Coeconfort). Cada uma delas foi preparado de acordo com instruções de cada fabricante numa temperatura de $20^{\circ} \pm 3^{\circ} \text{C}$. Foram produzidas amostras com dimensões de 40 x 25 x 1 mm, e também amostras com 2 e 3 mm de diâmetro para ensaios paralelos. Foram preparadas cinco amostras para cada diâmetro de cada material. As amostras foram armazenadas em água a 37°C . Foi utilizado para o ensaio um equipamento transdutor de pressão para mensurar a distribuição das forças na placa de ensaio, sendo que as amostras ficaram contidos entre a placa de pressão e a placa de ensaios. Foi aplicado um peso de 5000 g nas amostras durante 200 segundos, equivalente a aproximadamente um stress de 5000 g/cm^2 , que é o mais próximo da força aplicada sobre uma prótese total. O ensaio foi executado repetidamente com amostras idênticas durante 7 dias. Os resultados demonstraram que as bases resilientes distribuíram as forças na placa de ensaios de maneira

uniforme, indicando que podem distribuir as forças tensionais sobre os tecidos, além de agir como absorventes de forças funcionais, essenciais para melhorar o conforto e diminuir a absorção óssea alveolar.

CORWIN & SAUNDERS realizaram em 1992 um trabalho com a proposta de apresentar uma técnica modificada de polimerização que pode prolongar o uso clínico de uma base resiliente (Lynal soft liner). Para a preparação da técnica, foi verificado o contorno da base da prótese, dimensão vertical de oclusão, e a relação horizontal de oclusão, favoráveis para que se possa inserir uma base resiliente na prótese. Posteriormente realizaram alívios em regiões com grande pressão e áreas hiperplásicas, deixando um espaço de 2 mm para a base. Foi então realizada a mistura e aplicação da base de acordo com as instruções do fabricante, reembasando a prótese através de movimentos fisiológicos normais por um tempo de 10 a 15 minutos, antes de removê-la. Até este momento, a técnica utilizada é a normalmente recomendada pelo fabricante. O que muda, é que após o reembase, os autores colocaram a prótese em panela hemostática com água a 110° F a 115° F a 25 a 30 psi, durante 30 minutos. Como resultado, os autores descreveram que a base apresentou menor porosidade, extensão do período de resiliência intra-oral, menor descoloração, diminuição da densidade, que facilitam ajustes e minimizam o descolamento da base de resina acrílica.

KAWANO et al. realizaram em 1992, um estudo com o propósito de verificar e avaliar a resistência da união de seis marcas comerciais de bases resilientes sobre uma base de resina acrílica em duas fases de ensaios de tração. Seis marcas comerciais foram selecionadas (Prolastic, VinaSoft, Flexor, Super-Soft, Novus e Molloplast-B), com diferentes composições químicas (RTV silicone, Vinyl, Copolymer, Plasticized PMMA, Polyphosphazene, Silicone termopolimerizável, respectivamente). Seis matrizes de resina acrílica Lucitone 199 com cortes de secção de 10x10 mm foram preparadas para cada base resiliente ensaiada. Uma matriz espaçadora foi preparada com 3mm de espessura. Todas as matrizes foram submetidas a acabamento de modo a ficarem com as mesmas dimensões. Com o alinhamento das matrizes e espaçador, foi obtido um molde de silicone flexível, que permitiu a fácil desinclusão das matrizes. Com o molde preparado, foi processada a parte em resina acrílica das amostras, utilizando a resina Lucitone 199 manipulada de acordo com instruções do fabricante (65° C por 9 horas). Após a polimerização, o espaçador e as duas partes de cada amostra foram removidos e suas superfícies de interface alisadas com pontas de silicone 240 e tratadas de acordo as orientações de cada fabricante e foram armazenadas em água destilada a 37°C. Os blocos de Lucitone foram recolocados no molde e as bases processadas no espaço deixado pelo espaçador. Os agentes de união de cada base foram processados de acordo com cada fabricante, com exceção de 2 amostras de Novus, preparadas sem adição de adesivo. Depois da polimerização de cada material, as amostras foram regularizadas com lâmina afiada, e submetidas à tração (em equipamento universal Instron) até o

rompimento total das amostras, com velocidade de 5 mm/min. A qualidade da falha (adesiva ou coesiva) foi também observada, utilizando-se um microscópio óptico (Steriomicroscope SV8, Carl Zeiss). Foram utilizadas para o ensaio cinco amostras de cada material. Os melhores resultados foram obtidos com Super-Soft, Novus e Molloplast-B, porém o melhor resultado foi obtido com Novus utilizando seu agente de união. Os resultados deste estudo indicaram que a força de adesão foi 9,6 kg/cm² ou maior para todos os materiais investigados. O mínimo aceitável clinicamente é de 4,5 kg/cm² (segundo especificação da ADA, nº 12) e considerando este critério, todos os materiais ensaiados apresentaram uma força de adesão aceitável para o uso.

SINOBAD et al. realizaram em 1992, um trabalho com a proposta de avaliar o poder de adesão e rasgamento de bases resilientes. Foram utilizadas duas bases resilientes de poli-metil-metacrilato (Coe Super Soft) e duas de silicone (Molloplast-B e Flexibase), além de um condicionador tecidual (Coe-Soft) ensaiados imediatamente após processamento e posteriormente após 7 e 90 dias em imersão em água destilada. O primeiro ensaio realizado foi projetado para medir a força necessária para descolar a base resiliente da base de prótese, sob uma taxa de tensão controlada. Foram confeccionadas amostras de base rígida e base resiliente com espessura cada de 3 mm por 75 mm de comprimento e 25 mm de largura. Cada base resiliente foi sobreposta sobre a base rígida de acordo com as instruções dos fabricantes e posteriormente ensaiados sob força de descolamento em um aparelho de ensaio universal Instron. O segundo ensaio foi realizado para comparar a

resistência ao rasgamento das bases resilientes selecionadas. Foram confeccionados nove amostras para cada base, medindo 50 x 12x 2 mm entalhados em um lado com ângulo de 45° e 6 mm de largura de entalhe, e ensaiados no equipamento da Instron, com velocidade de separação de 20 mm/minuto, registrando-se a força necessária para o rasgamento para cada amostra. Foi realizada também a microscopia eletrônica de varredura da interface base resiliente/base rígida em amostras preparadas em "fatias" de 15x5mm. As amostras para o ensaio de sorção foram confeccionados com 50x50x2 mm, pesadas e colocadas em um dissecador com óxido de fósforo, secadas em forno a 37°C e pesadas até atingir peso constante. As amostras foram submersas em água destilada à 37°C e pesadas após 1, 7, 30 e 90 dias. Quanto ao descolamento, o autor verificou tanto a força de ruptura quanto a qualidade - se adesiva ou coesiva. Foi observada ruptura coesiva tanto no Coe-Super-Soft, Vertex-Soft e Molloplast-B. Já o descolamento adesivo ocorreu com Coe-Soft e Flexibase. Antes da saturação, os valores de adesão de Coe-Super Soft e Vertex soft foram consideravelmente maiores em relação as outras bases. Após imersão por 7 dias, todos os materiais apresentaram diminuição nos valores de resistência. Após 90 dias, Coe-Soft e Coe Super Soft continuaram a apresentar diminuição nos valores, sendo que a base Flexibase apresentou os piores resultados. Comparados imediatamente após a confecção e saturação de 90 dias, todos os materiais apresentaram decréscimo dos valores de resistência, com exceção de Coe-Super Soft e Coe Soft. Quanto à microscopia eletrônica de varredura, constatou-se que os materiais diferiram na interface entre os dois materiais. A interface entre os polímeros de acrílico e a base

rígida revelou uma linha indefinida, que não sofreu alteração após imersão em água. No caso das bases de silicone, uma linha bem definida foi observada. A interface dos dois materiais sugeriu que houve penetração de água, afetando a adesão. Porém a adesão ainda era maior que a coesão, mesmo após imersão por 90 dias. A mudança de peso após saturação indicou que após uma ligeira elevação do peso, tanto o Coe Soft quanto o Coe Super Soft apresentaram diminuição de peso após 7, 30 e 90 dias. Por outro lado, Vertex Soft e os materiais à base de silicone apresentaram aumento de peso durante o tempo de observação. Isso foi particularmente evidente para o Flexibase que apresentou aumento de peso maior que 4%. Nenhum dos materiais ensaiados nesse trabalho apresentou propriedades ideais de poder de recuperação permanente e ausência de sorção de água.

CASEY & SCHEER realizaram em 1993 um trabalho com o objetivo de estudar as características superficiais das bases resilientes usando microscopia eletrônica. O material foi observado antes e após o tratamento com "Sealler", e antes e após a instalação da prótese. Para propósitos comparativos, dois outros métodos de tratamento superficial foram utilizados: tratamento com monômero de poly (methyl-metacrylate) e Minute-Stain glaze. Foram confeccionadas próteses totais com bases de resina acrílica VLC. Foram criadas quatro "janelas" na área interna da base da prótese total superior. Cada janela com dimensões de 1x2 cm por 1,5 mm de profundidade. No fundo dessas cavidades foi aplicado adesivo para hidrocolóide irreversível ao invés do adesivo para cada base resiliente, facilitando a remoção das

amostras com distorção mínima. O material resiliente foi manipulado de acordo com instruções do fabricante, e posteriormente inserido na boca do paciente durante 8 minutos. Imediatamente antes da inserção, o paciente enxaguou a boca com anti-séptico, e a superfície do palato foi limpa e seca com gaze saturada do mesmo. A prótese foi retirada e lavada com água destilada. A área 1 permaneceu sem tratamento superficial. Na área 2 foi esfregado um aplicador de algodão saturado de monômero com o propósito de obter uma superfície lisa e brilhante, o que não foi conseguido com a amostra 1. A área 3 foi recoberta com o "Sealler" mono-poly. A área 4 foi tratada com Minute-stain glaze, aplicado de maneira idêntica as áreas 2 e 3. Após secagem, as bases foram enxaguadas em água destilada por 2 minutos. A prótese foi utilizada durante 30 dias, exceto durante o sono, e o paciente instruído a lavá-la duas vezes ao dia com escova macia, e deixar imersa durante a noite em líquido de limpeza apropriado. Após 30 dias de uso, as amostras foram retiradas cuidadosamente da base a fim de evitar distorção do material. Cada amostra foi dividida em duas partes e colocada sobre lâminas próprias para microscopia eletrônica de varredura. A amostra tratada com o monômero antes de ser colocada na boca do paciente apresentou brilho e lisura superficial superior à base não tratada, porém apresentou-se igualmente erodida após 30 dias na boca. A amostra tratada com mono-poly apresentou-se quase perfeita antes do uso e manteve suas condições após 30 dias de uso. As amostras tratadas com Minute-stain-glaze apresentaram condições ideais antes da exposição, e após o período de 30 apresentou grande rugosidade, provavelmente ocasionada pela absorção de líquidos

pelo "Sealler". Os autores concluíram que apesar do pouco tempo de exposição intra-oral utilizado neste estudo, tratamentos superficiais sobre bases resilientes ajudam a aumentar a longevidade dessas bases.

DOOTZ et al. realizaram em 1993, um trabalho com o propósito de determinar as propriedades físicas e mecânicas específicas de 11 bases resilientes comercialmente disponíveis, expondo esses materiais a agentes de aceleração de envelhecimento. Os elastômeros selecionados para este estudo foram bases resilientes processadas em laboratório comumente comercializadas, onde os dados obtidos com o trabalho, são de importância fundamental para o clínico antever a durabilidade de sua base resiliente selecionada. As amostras foram processadas de acordo com instruções do fabricante, e armazenadas em umidificador por 24 horas, então ensaiadas para resistência à tração, percentual de alongamento, dureza e força coesiva, antes de serem submetidas ao envelhecimento. Em seguida, uma nova série de amostras foram obtidas e colocadas em uma câmera de envelhecimento (Tempo-Ometer, modelo 25-WR) a qual submetia as amostras a um ciclo de 900 horas de exposição à luz ultravioleta de xenônio a 110° F e 90 % de umidade relativa. A cada 120 minutos era dirigido às amostras, um spray de água destilada. Foram utilizadas cinco amostras para cada material., com o formato de halteres e dimensões de 89x3x3mm em secção transversal. As amostras submetidas à tração foram colocadas em equipamento universal (Instron com velocidade de 5 cm/minuto. Os valores de percentual de alongamento foram obtidos utilizando-se um extensômetro ao

espécime elástico. Dureza foi determinada com durômetro Shore-A, de acordo com resolução nº D2240-64T da ASTM. O ensaio de resistência coesiva foi realizado de acordo com resolução da ASTM D624-54. A tensão foi ensaiada com velocidade de 5 cm/minuto sob tração. O ensaio de energia coesiva foi realizado de acordo com o método de Webber, onde a energia coesiva está diretamente relacionada com a natureza altamente elástica das bases resilientes, e para isso foram utilizadas amostras em formato de "calças", onde literalmente, cada perna era direcionada a sentidos opostos em tracionamento, obtendo o resultado da energia coesiva de cada material. Quanto à tração, os resultados colhidos mostraram que após envelhecimento a maioria das amostras apresentou aumento de valor. O percentual de alongamento dos materiais diminuiu na maioria das amostras, menos para o Molloplast-B, que teve seu resultado final aumentado. Somente a base Prolastic apresentou aumento de seu índice de dureza, e os outros permaneceram praticamente inalterados após envelhecimento. A resistência coesiva também aumentou após o envelhecimento, menos para a base Prolastic, que apresentou diminuição de seus valores. E finalmente, a maioria dos materiais apresentou aumento de sua energia coesiva após o processo de aceleração. Os autores concluíram que o aumento da ocorreu devido a continuidade no processo de polimerização e perda de elasticidade e isto pode explicar a diminuição no percentual de alongamento e aumento em dureza, poder coesivo, resistência coesiva, na maioria dos materiais e que o sucesso ou fracasso dos materiais resilientes não são completamente determinados pela suas propriedades físicas informadas nesta avaliação. Fatores adicionais são igualmente

importantes e devem ser considerados. A resistência da união entre bases resilientes e a base de prótese é fundamental para se evitar a delaminação. Módulo ou avaliação dinâmica, assim como sorção de água e manchamento também são fatores importantes, além da compatibilidade tecidual e a natureza microbiótica, são fatores que devem ser estudados.

KAWANO et al. realizaram em 1994 um trabalho com o propósito de mensurar a sorção e solubilidade em 12 marcas comerciais de materiais resilientes processados em laboratório em intervalos de até 1 ano. Foram ensaiados Durosoft, Super Soft, ProTech, Justi Soft, Verno-Soft, Velvesoft, Soft-Pack, Flexor, VinaSoft, Prolastic, Molloplast-B e Novus. Os resultados fornecem informações que podem auxiliar o clínico na seleção desses materiais ou para o desenvolvimento de novos materiais. O método para obtenção da sorção e solubilidade desses materiais é descrito na especificação nº 12 da American Dental Association (ADA) para polímeros utilizados como base de prótese. Cinco amostras de cada material foram processadas em discos de 50 mm de diâmetro e 0.5 mm de espessura. Os discos foram secos em dissecador contendo anidro cálcio sulfato e peso constante (± 0.5 mg) foi obtido. Os discos foram então imersos em água destilada a 37 ± 1 °C por 7 dias e novamente pesados. As amostras foram recondicionadas a peso constante no dissecador e novamente pesadas para então determinar a solubilidade. Os procedimentos para determinar a sorção e a solubilidade foram repetidos em 1 mês, 3 meses, 6 meses e 1 ano. Após 1 semana Flexor, Molloplast-B, Durosoft e Prolastic

apresentaram valores de sorção abaixo de 0.8mg/cm^2 (especificação nº 12 da ADA). Após 1 ano, somente Molloplast-B e Prolastic apresentaram sorção inferior a $0,8\text{mg/cm}^2$. Quanto a solubilidade, somente a base Novus apresentou número inferior a 0.03mg/cm^2 (ADA, especificação nº 12). Os autores definiram que a alta sorção e solubilidade de bases resilientes estão associadas com distorção, absorção de odores, alterações dimensionais, proliferação de bactérias, coloração e descolamento. Entretanto, a sorção e solubilidade são importantes para a longevidade das bases resilientes. Idealmente, uma base resiliente deve apresentar baixa sorção e solubilidade.

KUTAY em 1994 realizou um trabalho com 2 objetivos: 1- Comparar a força de laço e de descolamento em relação ao poder de união, além de verificar o tipo de falha para diversos tipos de base resiliente; 2 - reportar uma metodologia para resistência da união, sugerindo padronizar esse método. Setenta e duas amostras foram divididas em grupos de ensaio para resistência da união e resistência ao descolamento para quatro bases resilientes diferentes (Molloplast-B, Novus, SuperSoft e Palasiv 62) aderidas em base de resina acrílica Lucitone 199. Os resultados obtidos indicaram que a base resiliente Super-soft atingiu os mais altos valores de poder de adesão tanto no ensaio de descolamento quanto no ensaio tensional, exibindo falha coesiva. Molloplast-B apresentou falhas de origem coesiva e/ou adesiva, além de exibir os menores índices de resistência à tensão e descolamento. Análise de resistência à tensão e descolamento indicaram valores

significativamente diferentes entre todas as bases resiliente com exceção das bases resilientes Novus e Palasiv 62 nos ensaios de tensão. O autor também concluiu que de acordo com a metodologia utilizada para analisar o poder de adesão entre base resiliente e rígida, podem ocorrer variações nas características do tipo de falha, bem como interferir no resultado final.

WRIGHT realizou em 1994 um trabalho com objetivo de observar a longo prazo pacientes que utilizavam em suas próteses a base resiliente Molloplast-B. Desse modo, foram selecionados 60 pacientes (48 mulheres e 12 homens). A técnica consistiu em revestir as bases de prótese com uma camada de aproximadamente 2 mm de base resiliente, contra a base da prótese e adicionando-se a polimerização por 2 horas em água fervente. Todos eles passaram por tomografia rotacional onde foi possível determinar a quantidade de osso alveolar remanescente para comparar em estudos posteriores de 7 a 10 anos. Após aproximadamente 7 anos foi realizada uma tentativa de contatar os 60 pacientes para análise das próteses, e somente 22 pacientes ainda possuíam a prótese ou puderam retornar para a elaboração de um questionário direto aliado a um exame clínico completo. Desses 22 pacientes, 15 ainda utilizavam a base resiliente, 1 utilizava condicionador de tecido; quatro usaram overdenture sobre implantes e 2 substituíram a base resiliente por rígida. Durante esse período, 8 próteses não receberam nenhum reembasamento, 4 receberam 1 vez e 3 receberam 2 reembasamentos. A principal razão para a substituição da base era a persistência de irritação sobre a área de rebordo. Uma base

foi substituída por descolamento com a base rígida e em três casos, devido a descoloração da base resiliente. Onze dos 15 pacientes apresentaram dor ou irritação ocasionalmente; 7 descreveram um leve incômodo e 4 relataram que a mucosa alveolar estava muito dolorida. Somente 5 dos 15 pacientes apresentaram dificuldades de mastigação. Todos os pacientes continuavam usando suas próteses diariamente. Treze pacientes relataram preferência pela base resiliente. O exame oral não registrou nenhuma falha protética notável para todos os pacientes. A região do cume alveolar foi considerado normal para 11 pacientes, inflamada em 2 pacientes, atrófica para 2 e ulcerada para um paciente. Quanto à integridade: boa em 12 próteses; adesão satisfatória em 9; inodora em 13; cor inalterada em 4 bases. Quanto ao exame radiográfico, houve pequena perda (se comparada com a utilização de bases rígidas) de altura de rebordo alveolar, porém significativa em segmentos posteriores e anteriores da mandíbula. O autor concluiu que os defeitos ocorridos com a base já foram descritos em trabalhos anteriores, porém 10 bases resilientes estavam satisfatórias após 5 ou mais anos de uso, sendo que destas, 4 foram utilizadas por 7 anos e outros 4 por mais de 8 anos. Cinco próteses necessitaram de conserto devido a fragilidade e demonstraram necessidade de reforço da base antes da aplicação do forramento.

WATERS et al. realizaram em 1995, um trabalho com o objetivo de avaliar as propriedades de umedecimento de materiais reembasadores resilientes e de um material de base de dentadura, através de uma técnica dinâmica. Os resultados

indicaram que todos os materiais de revestimento suave apresentaram maior histerese do ângulo de contato que Trevallon, sendo o Flexor, o maior. O achado sugeriria que dentaduras revestidas com estes materiais seriam mais estáveis sob forças de deslocamento que aquelas sem revestimento. Foi também sugerido que quanto mais baixa a energia livre de superfície, menor o acúmulo de bactérias formadoras de placa no material da base da prótese. Este achado indicaria que os materiais de revestimento suave acumulariam menor quantidade de bactérias que o Trevalon. Referências bibliográficas mostram que os materiais de revestimento suave acumulam bactérias e leveduras numa quantidade igual ou maior que os materiais de base de dentaduras. Este achado enfatiza o fato de que a adesão bacteriana aos materiais suaves de revestimento é um fenômeno complexo que depende também de fenômenos como a aspereza dos materiais e sua habilidade em atrair água, além do efeito das proteínas salivares que provém dos locais de recepção para a aderência específica de microorganismos. Em termos de retenção, o Flexor com a maior histerese de ângulo, deve ficar mais estável sob as forças de deslocamento da boca. Finalmente, Flexibase, com a menor energia de superfície, seria menos susceptível energeticamente ao acúmulo de placa *in vivo*.

EMMER et al. realizaram em 1995 um estudo para avaliar a adesão de bases resilientes sobre a base de prótese e determinar se a falha era de origem adesiva ou coesiva. Foram selecionadas para o estudo tanto bases resilientes polimerizadas por luz (Triad e Instron) como polimerizadas por calor (Molloplast B, Permasoft e

Supersoft). A base rígida utilizada foi a Lucitone 199. Dessa base foram preparados blocos de 10x10x5mm. Cada amostra foi colada a um parafuso, utilizando resina acrílica ativada quimicamente ao redor da sua cabeça. A parte oposta do parafuso foi riscada com broca Carbide, e os mesmos nomeados para os diferentes grupos. Para o processamento dos materiais fotopolimerizáveis, as amostras foram embrulhadas em papel Mylar, e suas superfícies preparadas de acordo com as orientações de cada fabricante. Este filme selecionado possui grande transmissão de luz para o comprimento de onda necessário para a fotopolimerização. Os materiais resilientes foram introduzidos entre os blocos com espessura de 5 mm e polimerizados numa unidade de fotopolimerização durante 20 minutos. Para as bases resilientes termopolimerizáveis, o processo de polimerização foi realizado após colocação das amostras em mufla com gesso pedra tipo III. Para todas as amostras, foi inserido um "jig" articulado pré fabricado de plástico para garantir o auto alinhamento das amostras durante os ensaios de tração. Foram ensaiadas 10 amostras para cada material resiliente em temperatura de 23°C num período de 24 horas. Mais 10 amostras semelhantes foram armazenadas em água destilada por 6 meses para serem ensaiadas e comparados os resultados. O tracionamento foi realizado num aparelho MTS (mod. 810), conectados a um computador para registros X-Y. As amostras foram rompidas com velocidade de 1 mm/segundo. Os resultados mostraram que Triad e Astron falharam imediatamente após a deformação elástica, apresentando pouca elasticidade, porém alta resistência ao rasgamento. Esses materiais também apresentaram alto poder adesivo, com falhas coesivas. Molloplast-B apresentou

baixo poder adesivo, porém alto grau de elasticidade. Seu rasgamento ocorreu devido a microfraturas internas que surgiram ao fim do alongamento. Permasoft e Super Soft falharam prematuramente e de forma adesiva. Amostras que ficaram seis meses em exposição à água sofreram alterações, possivelmente com perda de viscoelasticidade.

WAGNER et al. realizaram em 1995 um estudo sobre as propriedades de viscoelasticidade dinâmica de 12 bases resilientes. Os autores utilizaram 12 marcas comerciais de bases resilientes comercialmente disponíveis mais utilizadas - Foram ensaiados Durosoft, Super Soft, ProTech, Justi Soft, Verno-Soft, Velvesoft Health, Soft-Pack, Flexor, VinaSoft, Prolastic, Molloplast-B e Novus. Cada material foi preparado de acordo com as orientações de cada fabricante e polimerizados em moldes de alumínio. Posteriormente, foram padronizadamente cortados em blocos de 1,4x3x40 mm. Um conjunto de 5 amostras de cada material foi ensaiado após 24 horas. Outro grupo de 5 amostras, foi submetido a 900 horas de simulação de envelhecimento em um instrumento Time-Ometer (Modelo25-WR, Atlas Cia. Ltda.). O equipamento expôs as amostras para Luz Ultravioleta contínua e luz visível, sob temperatura ambiente e um ciclo de spray de água destilada, programado a cada 18 minutos. Todas as amostras foram ensaiadas a 37°C e a uma frequência de 1 Hz com viscoelastômetro dinâmico feito sob encomenda. Foram calculadas três propriedades dinâmicas: o módulo de armazenagem (E'), o módulo de perda (E'') e fator de amortecimento ($\tan \delta$). O módulo de armazenagem (E') é

uma medida relacionada a suavidade do material e é relacionado ao módulo de elasticidade. Depois de envelhecer, os materiais apresentaram diferenças em E' e a maioria apresentou aumento em E' após o ciclo de envelhecimento, sendo que as resinas acrílicas exibiram os maiores valores, e as borrachas de silicone, as bases de polifosfazeno e a resina a base de vinil foto-polimerizada, apresentaram os valores mais baixos (todas as bases, com exceção de Verno Soft, Durosoft, Flexor e Prolastic). As maiores alterações foram observadas com as resinas acrílicas e os maiores aumentos em E'' observados com SuperSoft e Justi Soft (resinas acrílicas) (673% e 590%). Logo após, as bases mais afetadas foram Velvesoft e VinaSoft (resinas de Vinil) com aumento de 330%. Materiais com E'' altos são mais viscosos e o módulo de perda corresponde ao módulo de armazenagem (E'). Após envelhecimento, as resinas acrílicas apresentaram aumento de E'' , quando comparadas com as bases de silicone e de polifosfazeno, apresentando os valores mais baixos. As resinas de vinil mostraram os maiores aumentos em E'' (mais de 1100%) embora os níveis alcançados depois do envelhecimento eram mais baixos que os das resinas acrílicas. O fator de amortecimento ($\tan \delta$) é uma medida da quantia de energia absorvida. Semelhante ao E' , foram observadas grandes diferenças para cada tipo de material. Foram observados os valores mais elevados de $\tan \delta$ com as resinas acrílicas e após envelhecimento apresentaram valores ainda 25 vezes maiores que as borrachas de silicone. Alterações significantes de $\tan \delta$ foram observadas em todos os materiais, com exceção do Prolastic (base de silicone). Com exceção de Verno-Soft e SuperSoft, todos os materiais apresentaram aumento no $\tan$

δ . As resinas acrílicas com E' e E'' mais altos não eram tão suaves quanto as outras bases de silicone ou de polifosfazeno. Porém, as resinas acrílicas apresentaram valores de E'' altos exibindo um comportamento de viscoelasticidade e deformação permanente com maior intensidade que os outros materiais. As resinas acrílicas também tiveram maior $\tan \delta$ que indica que elas absorvem energia mais prontamente que os outros materiais.

AL-ATHEL & JAGGER realizaram um trabalho em 1996, com o objetivo de comparar a metodologia para realização de ensaios de tração para valores da força de união entre base resiliente de poli-metilmetacrilato e base rígida convencional e também avaliar o efeito da espessura do material resiliente e sua taxa de deformação nos valores de adesão. Para esse estudo foi utilizada a base resiliente Molloplast-B e uma base rígida convencional, a resina Trevalon. Foram utilizados três métodos para analisar a resistência da união. O primeiro método foi descrito como descolamento - as amostras foram preparados em matriz de 75 x 25 x 3 mm, onde primeiramente foi preparada em resina rígida e posteriormente sobre elas foi incorporada uma camada do mesmo formato com a base resiliente. A superfície da resina acrílica a ser unida, foi preparada com fresa para acrílico e em seguida aplicado primer nessa superfície. O segundo método foi descrito como tensional, onde foram confeccionadas amostras onde se incorporava um segmento central de base resiliente de 6 x 6 x 6 mm em dois segmentos de resina acrílica cada um com 30 x 6 x 6 mm, sendo que o método de tratamento superficial e manipulação do material foi o mesmo do ensaio anterior. O

outro método descrito como método de tosquia consistiu em posicionar amostras de base resiliente de 10 x 10x 2,5 mm entre dois blocos de resina convencional de 50 x 10 x 3 mm, e as superfícies em contato da resina convencional preparadas como nos outros métodos. Foram confeccionadas 10 amostras para cada método. Também foram preparados grupos adicionais de 10 amostras com espessura de base resiliente distinta para investigar o efeito da espessura na resistência da base resiliente. Todos os ensaios foram realizados a $21\pm3^{\circ}$ C em um instrumento de ensaio Universal (Lloyd Instruments) unido a um computador IBM compatível. As amostras foram tracionadas com velocidade de 20 mm/minuto. Médias, desvio padrão e coeficiente de variação foram determinados para todos os grupos. Também foi avaliado visualmente o tipo de falha, registrado como adesivo, coesivo ou misto. Os autores concluíram que os resultados da resistência da união foram alterados pelo tipo de método estudado e também relacionado diretamente com a espessura da base resiliente, que pode ser atribuído a natureza diferente das cargas externas e da direção aplicação dessas cargas. O padrão da distribuição de tensão direto na base resiliente e sobre sua interface também representa um papel no tipo de falha da amostra. Portanto, ensaios laboratoriais necessariamente não representam a verdadeira carga que o material recebe clinicamente, isto porque os ensaios em laboratório só conseguem aplicar um tipo de força de cada vez, comparado com as forças mastigatórias a que as próteses são comumente submetidas. Esse fator, além da natureza complexa do fenômeno de união, e o fato de que as amostras nunca

simulam com fidelidade a realidade clínica, deixam dessa forma uma interpretação muito difícil, quando são realizados ensaios de tracionamento para força de adesão.

MURATA et al. realizaram no ano de 1996 um trabalho com a finalidade de determinar corretamente o tempo de trabalho e geleificação de bases resilientes temporárias. Para o experimento foi utilizado um reômetro de deslocamento realizando-se deslocamentos rápidos sobre as amostras de 0,25 mm recém preparadas e mantidas em posição (tempo de deslocamento) durante 1s a intervalos de 60s para amostras de quatro tipos comerciais de bases resilientes temporárias. Foram registrados o deslocamento material e recuperação elástica em cada momento do ensaio. O procedimento de ensaio foi repetido três vezes a 23°C e a 37°C para cada material e o tempo de deslocamento sofreu variação entre 1, 5 e 10 s. O tempo de trabalho foi definido como o tempo correspondente à observação do momento inicial da recuperação elástica a 23°C. O tempo de geleificação corresponde ao alcance de 95% da máxima recuperação elástica a 37°C. Os valores obtidos foram comparados entre os materiais através de análise de variância pelo método Student-Newman-Keuls, ao nível de 5% de variância. Os resultados para o índice de geleificação foram maiores conforme o material era preparado em taxas crescentes de temperatura, porém esse aumento variou entre os materiais estudados. O desenvolvimento de recuperação elástica nos materiais durante a geleificação proveu graficamente sigmóides assimétricos. O coeficiente de correlação R variou de 0,982

a 0,999. Variações estatisticamente significantes foram estabelecidas durante os ensaios de cronometragem para os tempos de geleificação e tempo de trabalho. O tempo de deslocamento afetou tanto a taxa para o desenvolvimento de elasticidade e valor de recuperação elástica mas este efeito só foi estatisticamente significativo quando o tempo de deslocamento foi de 10 s.

KAWANO et al. realizaram em 1997 um trabalho com o intuito de avaliar a influência de agentes aceleradores sobre a absorção de impactos em quatro bases resilientes. O efeito amortecedor de bases resilientes para prótese foi avaliado usando um ensaio de colapso livre com um acelerador de tempo. Os materiais utilizados foram: SuperSoft, Kurepeet-Dought, Molteno Soft, e Molloplast-B. Todos os materiais ensaiados apresentaram redução da força de impacto quando comparados a resina acrílica básica. Quando utilizaram uma camada variando de 2 a 4 mm de base resiliente e ensaiada em condições normais, todos os materiais apresentaram absorção de impacto aceitável, sendo que os materiais Molloplast-B e Molteno apresentaram valores de absorção de impacto excelentes. Quando as bases resilientes foram mantidas na câmara do acelerador de tempo durante 900 horas, a absorção de água aumentou para todos os materiais ensaiados, assim como a absorção de impacto foi afetada, diminuindo consideravelmente em todos os materiais, devido a perda de resiliência.

HAYAKAWA et al. realizaram um trabalho em 1997 com o objetivo de analisar intra-oralmente as alterações das propriedades elásticas e rugosidade de um condicionador de tecido após tratamento superficial com utilização de copolímero fluorinado. A superfície do condicionador foi tratada com agente em metade da superfície interna de cinco próteses totais e comparada com a metade não tratada. Os efeitos amortecedores do condicionador foram avaliados medindo a resiliência do material em relação a tensão apresentada. Os resultados do valor de resiliência na parte tratada era significativamente maior que na parte sem tratamento. Quanto a rugosidade, a parte não tratada apresentou índices de aspereza maiores. O autor definiu que um método muito simples e barato, ou seja, a aplicação desse copolímero aumenta clinicamente o brilho superficial da base, gerando assim um invólucro que acaba dificultando tanto a absorção de água, quanto a deterioração da base, deste modo, prolongando o tempo de vida útil do condicionador de tecido utilizado.

TAKAHASHI et al. estudaram em 1997 os efeitos das bases resilientes na função mastigatória de pacientes portadores de prótese total. Cinco voluntários desdentados totais que estavam satisfeitos com as suas próteses recém elaboradas foram utilizados para o estudo. Posteriormente todas as próteses foram reembasadas com base resiliente. Foram realizados ensaios de comparação de força oclusal, desempenho mastigatório, e atividade muscular do masséter e movimento mandibular entre próteses ainda com base rígida e próteses já revestidas com base

resiliente. Os resultados comparativos entre prótese com base resiliente em relação a próteses com base rígida são descritos como se segue: 1. As forças oclusais eram significativamente maiores ($p < 0,01$). 2. Desempenho mastigatório triturando amendoins foi aumentado ligeiramente. O número de movimentos e tempo de mastigação de um amendoim diminuiu significativamente ($p < 0,01$). 3. Os músculos funcionaram mais ritmicamente e os movimentos mandibulares ficaram mais suaves. 4. Resultados eletromiográficos descritos a partir dos movimentos mandibulares foram semelhantes para todos os pacientes estudados.

MATSUMURA et al. realizaram em 1997 um estudo com o propósito de elucidar o efeito antimicrobiano "in vitro" em condicionadores teciduais que contêm prata-zeolite sobre *Cândida albicans* e bactérias causadoras de infecções respiratórias, *Staphylococcus aureus* e *Pseudomonas aeruginosa*. Foram selecionados cinco condicionadores de tecido comercialmente disponíveis: Visco-gel (VG), GC Soft-Liner (SL), Fitt (FT), SR-Ivoseal (IV) e Shofu Tissue Conditioner (TC). Foram obtidas amostras de 10 x 10 x 2.5 mm em tamanho, tanto as amostras contendo prata-zeolite (amostras SZ) e amostras sem prata-zeolite (amostras N). O efeito antimicrobiano destas duas amostras foi avaliado como uma porcentagem de células viáveis (CFU) em uma suspensão microbiana (100 microlitros) em sal de fosfato-buferado com ou sem imersão em saliva artificial durante quatro semanas. A limitação de erro do efeito antimicrobiano foi determinado em 0,1% para células viáveis. Em todas as amostras SZ ensaiadas,

todos os micróbios foram mortos em ambas as condições de nenhuma imersão, e imersão em saliva. As amostras N não submersas demonstraram a inexistência de células de *C. albicans* (excluindo a base resiliente VG) e *S. aureus* sobreviventes, considerando que a porcentagem de células viáveis de *P. aeruginosa* era semelhante às encontradas no grupo controle. Porém, com imersão em saliva, células viáveis de *C. albicans* em algumas amostras N (VG, SL e TC) aumentaram comparadas com amostras que não sofreram imersão, em índices superiores a 0.1%.

JACOBSEN et al. desenvolveram no ano de 1997, um estudo com o intuito de avaliar a adesão entre base resiliente de silicone sobre uma base de polimetil-metacrilato, submetidas a dois preparos superficiais. Amostras de base para prótese de poli(metil-metacrilato) receberam dois tratamentos de superfície: 1) Jateamento de areia (partículas de óxido de alumínio de 250 microns); 2) aplicação de laser de dióxido de carbono. Sobre as amostras de cada tratamento superficial utilizado e ainda um grupo controle que não sofreu qualquer tratamento, foram aplicadas tanto uma base resiliente de silicone quanto uma base resiliente de polietil-metacrilato e os resultados da força de união foram obtidos segundo normas da Associação Dentária Americana para ensaios de força de união entre materiais. A alteração da base de polimetil-metacrilato com a aplicação de jato de areia apresentou redução significativa das forças de união a base de polimetil-metacrilato e polietil-metacrilato e amostras de polimetil-metacrilato e silicone. A alteração da base de polimetil-metacrilato com laser de gás carbônico para formar um padrão superficial

produziu as menores forças de adesão, estatisticamente significantes em relação aos grupos controle para a adesão entre as amostras de polimetil-metacrilato e polietil-metacrilato, mas não da mesma forma para as amostras de polimetil-metacrilato e silicone. Os grupos de polimetil-metacrilato e polietil-metacrilato sem tratamento apresentaram forças de adesão mais elevadas que os grupos de polimetil-metacrilato e silicone. Dessa forma, o autor concluiu que, mesmo se for realizada uma preparação prévia da base de prótese para receber a base resiliente, esta não garante a melhora da adesão entre esses materiais.

NIKAWA et al. realizaram um estudo em 1997 com o intuito de analisar a propriedade antimicrobiana do produto comercial Zeomic (zeólito de prata) combinado com um condicionador de tecido resiliente (GC-Soft-Liner (GC); 1-5%), e através do monitoramento do pH para o crescimento médio, foram examinados os efeitos "in vitro" e/ou a produção de ácidos do fungo *Candida albicans*. Além disso, foram realizados estudos para demonstrar alterações das propriedades físicas desse condicionador. Embora alterações de pH na média tenham variado nos materiais nos quais o *Candida albicans* sofreu proliferação, graficamente foram observadas curvas sigmoidais crescentes na maioria das amostras. Quando comparado com o material GC, os materiais de forro suaves apresentaram até certo ponto efeito inibitório na produção de ácido e/ou crescimento de *C. albicans*. Estes efeitos inibitórios consistiram em demora no declínio de pH além de diminuição na taxa de alteração de pH e aumentos desse pH mínimo. Na maioria dos casos, o efeito

inibitório sobre a proliferação de micróbios foi dependente da dose de Zeomic utilizado. O efeito inibitório destes materiais em crescimento fúngico foi diminuído pela presença de saliva, particularmente em amostras com Zeomic e CC. Porém, quatro das oito amostras com 5% de Zeomic ainda exibiram inibição de crescimento perfeita na presença de saliva. Além disso, amostras de ensaio contendo de 2 a 5% de Zeomic apresentaram efeito aumentado na demora de declínio de pH, quando comparados com outras amostras examinadas. Além disso, as menores diminuições do nível de pH foram observadas onde as leveduras foram cultivadas em amostras com 4% a 5% de Zeomic. As propriedades físicas de todas as amostras de ensaio não sofreram alterações com o padrão da ISO em ensaios de penetração. Estes resultados sugerem que um efeito antimicrobiano da prata-zeolite em adição a condicionadores de tecido podem ajudar potencialmente para o controle da placa em bases resilientes.

GRONET et al. realizaram um estudo em 1997 com o objetivo de avaliar o efeito de dois sealers aplicados sobre três bases resilientes diferentes, em relação a resiliência desses materiais. Foram obtidas 30 amostras cilíndricas com dimensões de 20 x 12,5 mm para cada base resiliente (Lynal, Coe Soft e Visco-Gel), preparadas e divididas em 10 amostras para grupo controle (sem tratamento de superfície), 10 amostras tratadas com "sealer" Palaseal e 10 com monômero. As amostras receberam termociclagem com variação de temperatura entre 5° C e 45° C

em 500 ciclos, e posteriormente comprimidas em 10 mm numa máquina para ensaios universais Instron. A resiliência foi determinada medindo-se a energia absorvida pelas bases resilientes quando receberam força constante. Resultados estatísticos mostraram que para amostras da base resiliente Lynal e Visco-gel quando receberam tratamento superficial tanto com o Palaseal e o monômero apresentaram aumento da resiliência em análise laboratorial, quando comparadas com as amostras sem tratamento de superfície.

MURATA et al. realizaram em 1997 um estudo com o propósito de examinar a influência de imersão laboratorial de vários solventes na viscoelasticidade de bases resilientes temporárias. Alterações de viscoelasticidade de quatro materiais de forro suaves temporários imersão seguinte às $37 \pm 1^\circ\text{C}$ em solução 10% de acetona para 90% de água, 20% de acetona para 80% de água e hexano foram comparadas a uma imersão controle em água destilada. Foi utilizado para o ensaio um penetrômetro modificado para bases resilientes, registrando a tensão de arrasto e alongamento durante recuperação. Os ensaios foram executados a partir de 2 e 24 h do preparo de cada material e posteriormente 2, 4, 7, 21 e 28 dias após a preparação das amostras. Foram usadas medidas sumárias para descrever alterações individuais em cada amostra em valores derivados de tempo inicial e tempo de complacência dependente e recuperação elástica no período de 0-7, 7-28 e 0-28 dias. Os autores registraram que a imersão em hexano resultou em redução de pelo menos 50% em complacência durante o período de imersão de 28 dias. Houve

maior redução estatisticamente relevante à complacência em imersão de hexano em relação a qualquer outro solvente ($p < 0.01$). A imersão em 20% acetona resultou em aumento em complacência ao redor 1 mm/N após 1 semana de imersão quando comparado com redução de até 1 mm/N em água destilada. Houve uma redução na recuperação elástica para 3 de 4 materiais imersos com 20% de acetona para 80% de água. Mudanças na recuperação elástica foram menores que para os resultados obtidos para complacência.

WOOD et al. realizaram em 1997 um estudo com o propósito de avaliar os efeitos de vários métodos de polimerização e de vários tipos de agentes adesivos de silano na força de união da base resiliente Molloplast-B e de dois tipos de resina acrílica termo polimerizável (PMMA). Foram processados blocos unificados de PMMA e armazenados em 100% de umidade durante 14 dias. Blocos de base resiliente com dimensões iguais foram preparados e processados com silano ou sem aplicação para o grupo controle. Logo após, foram ensaiados pelo método do descolamento a um ângulo de 180 graus em uma máquina de ensaios universais Instron. Não houve diferença significativa entre as variáveis durante os ensaios com Lucitone (Divisão de Dentsply/York, York, PA) e Lucitone 199 (Divisão de Dentsply/York), nem contra métodos de polimerização úmido (convencional) e calor a seco (microondas). Porém, as forças de união em amostras tratadas com silano apresentaram ligeira diminuição quando polimerizadas pelo método convencional. Reciprocamente, as forças de união em amostras com silano

aumentaram ligeiramente na resina polimerizada por calor seco. A força de união entre base de resina acrílica e base resiliente de silicone só variou ligeiramente quando o Lucitone, Lucitone 199, ou polimerização em ambiente úmido ou seco foram utilizados. Sob as condições deste estudo, o grupo tratado com agente de união à base de silano produziu força de união superior, quando comparado ao grupo controle.

CAIN & MITCHELL realizaram em 1998, um trabalho com o objetivo de demonstrar uma técnica para confecção de overdenture implanto-suportada retida com base resiliente realizada em 10 pacientes num período de 1 a 6 anos. O modelo final foi vazado contendo os "abutments" originais dentro do molde. Após os acertos finais, (montagem dos dentes e ceroplastia) a prótese foi polimerizada da maneira habitual com os "abutments" metálicos em posição. Antes de realizar a polimerização da resina acrílica, tubos plástico com espessura de 1 a 2 foram colocados ao redor de cada "abutment". A prótese então foi incluída em gesso e polimerizada em mufla metálica durante a noite. Os tubos plásticos foram removidos e no espaço obtido foi colocada uma base resiliente, polimerizada de acordo com recomendações do fabricante. A prótese foi entregue como uma overdenture convencional, porém com a vantagem de proporcionar conforto ao paciente durante a mastigação, além de minimizar traumas, comuns em gengiva peri-implantar.

PROPOSIÇÃO



METODOLOGIA

4. METODOLOGIA

4.1. MATERIAIS

Na realização deste trabalho, foram utilizados os seguintes materiais especificados no Quadro 4.1, juntamente com as marcas comerciais e respectivos fabricantes.

Quadro 4.1. Materiais, Fabricantes, Marca Comercial e Composição Química

MATERIAIS	FABRICANTE	MARCA COMERCIAL	COMPOSIÇÃO QUÍMICA
Base resiliente de Polietilmetacrilato ativada Quimicamente	Myerson	Eversoft	Polietilmetacrilato, Dibutil Ftalato, Acetato de Etila e Alcool Etilico
Base resiliente de Polietilmetacrilato ativada Quimicamente	Dental Medrano	Dentuflex	Omitido pelo fabricante
Base resiliente de Silicone ativada Quimicamente	Voco	Ufi Gel	Omitido pelo fabricante
Resina Acrílica Ativada Termicamente	Dentsply	QC – 20	Metil/nbutilmetacrilato e Peróxido de benzoíla

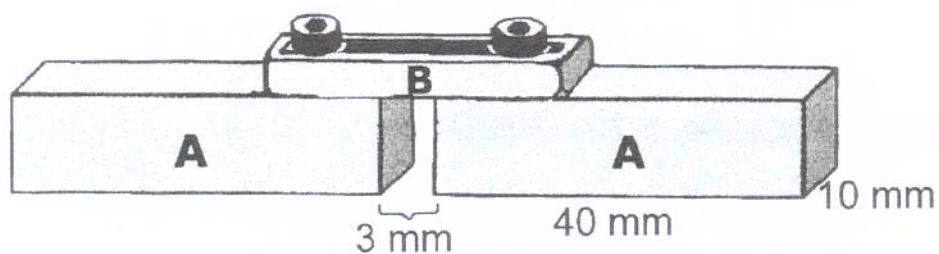
4.2. MÉTODO

4.2.1 Confeção das matrizes metálicas:

Foram confeccionadas quatro matrizes retangulares metálicas, com 40 mm de comprimento, 10 mm de altura e 10 mm de largura (KAWANO et al. 1992), com a finalidade de após a desinclusão, fornecer e padronizar o espaço para a inserção da resina acrílica. Na superfície de cada matriz, foi realizada uma perfuração com rosca, permitindo a adaptação de uma placa de fixação.

Para a padronização do espaço onde posteriormente seriam inseridos os materiais reembasadores resilientes, foi confeccionada uma matriz metálica espaçadora, com as seguintes dimensões: 60 mm de comprimento, 10 mm de altura e 3 mm de espessura (KAWANO et al. 1992). A matriz espaçadora foi idealizada para ser interposta entre as matrizes metálicas, padronizando o espaço (3 mm) a ser ocupado pelos reembasadores resilientes. A espessura de 3 mm foi utilizada, pois é a ideal para bases resilientes para uso clínico (KAWANO et al. 1992).

Para a fixação do conjunto matrizes metálicas e matriz espaçadora, foram confeccionadas duas placas metálicas de união, com as seguintes dimensões: 45 mm de comprimento, por 10 mm de largura e 2 mm de espessura. Essa fixação foi realizada com a utilização de dois parafusos com diâmetro de 2 mm. Esses parafusos fixavam as matrizes metálicas sempre na mesma posição, padronizando o alinhamento entre as mesmas (Fig. 4.1).



A- Matriz Metálica
B-Placa de Fixação

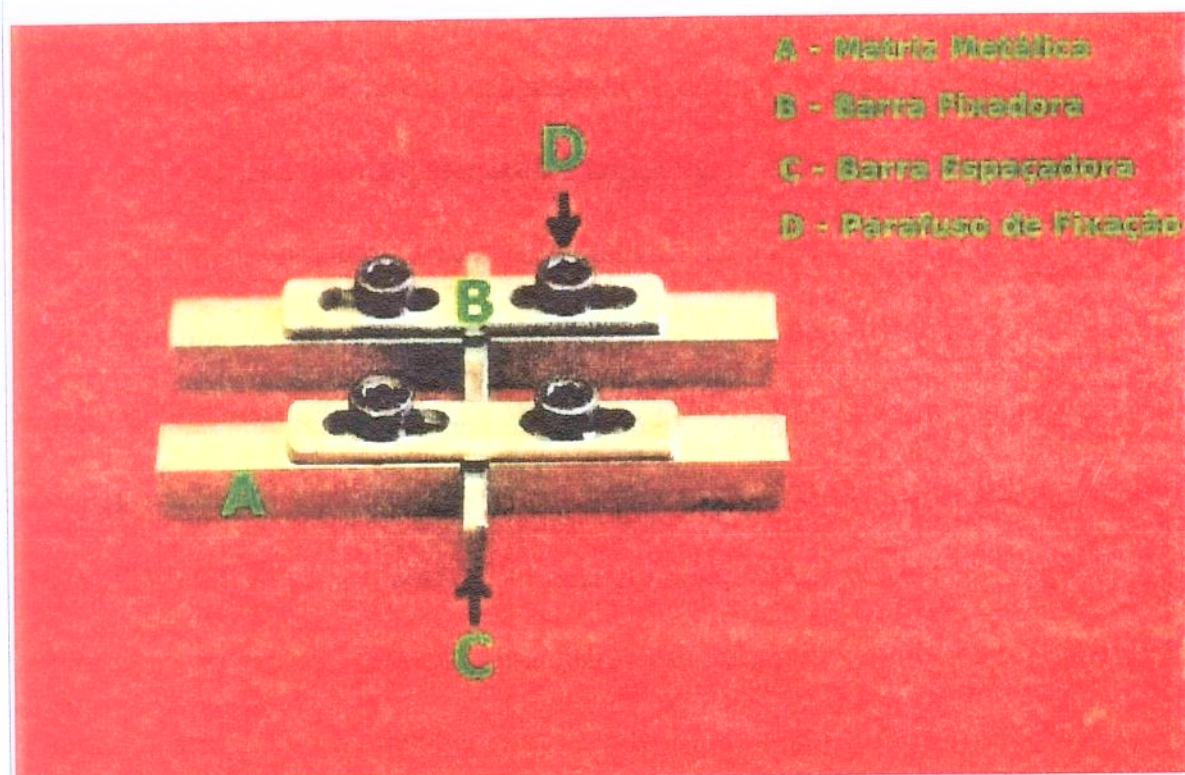


Figura 4.1 - Matrizes metálicas, barra fixadora, parafusos de fixação e barra espaçadora

4.2.2. Confeção das amostras:

4.2.2.1. Fixação das matrizes metálicas:

Para a fixação das matrizes metálicas, foi utilizada uma placa de vidro comum. As matrizes metálicas foram posicionadas sobre a placa de vidro, com espaçamento de 10 mm em seu eixo longitudinal. Entre elas, foi interposta a matriz espaçadora. Desse modo, o conjunto apresentava distância de 10 mm entre as matrizes metálicas, no seu eixo longitudinal e distância padronizada de 3 mm no seu eixo transversal. O conjunto matrizes metálicas e matriz espaçadora foi fixado com o uso de placas de união, que mantinham o conjunto estabilizado. A importância da utilização destas placas de união reside no fato de permitir a manutenção do correto alinhamento das matrizes. O correto alinhamento das matrizes impede a ação de forças oblíquas ao sentido longitudinal durante os ensaios de tração (EMMER et al. 1995) (Fig. 4.2). Para aferição das distâncias obtidas pelos procedimentos supracitados, foi utilizado paquímetro digital com precisão de 0,01 mm (Starrett). Após a aferição, e constatada a ausência de erros nas distâncias, os parafusos da placa metálica de fixação foram soltos, e a perfuração das matrizes metálicas preenchidas com cera utilidade (Wilson), para evitar a adesão do material de inclusão.

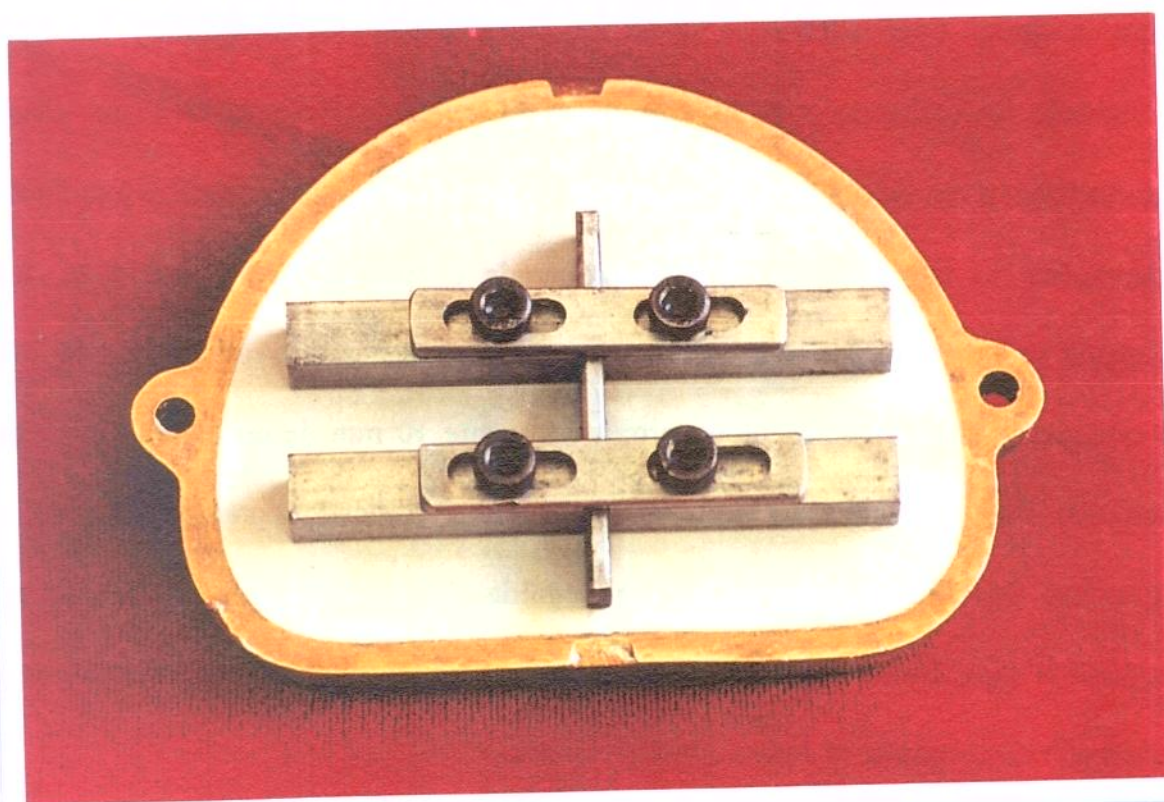
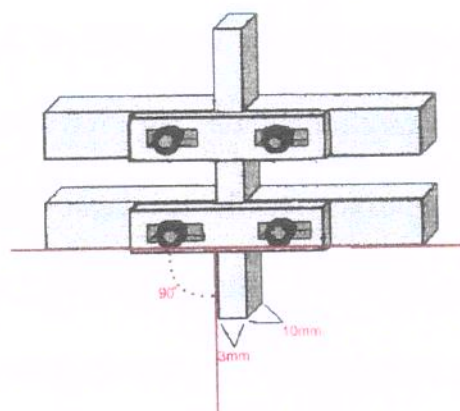


Figura 4.2 - Posicionamento das matrizes metálicas com as barras fixadoras

4.2.2.2. Preparo da mufla:

Para o experimento foi utilizada uma mufla DFL nº 5,5 devidamente isolada na sua superfície interna com vaselina sólida. Foi efetuado o preenchimento com gesso pedra tipo III (Herodent), proporcionado na relação 100 g de pó para 30 ml de água e espatulado vigorosamente por 1 minuto, e vazado na mufla sob vibração constante, evitando a ocorrência de poros no interior do gesso.

Após o alinhamento e posicionamento das matrizes, o conjunto foi fixado sobre o gesso com adesivo à base de cianoacrilato (Super-Bonder, Loctite). A inclusão foi realizada com silicona densa (Zetalabor) (KAWANO et al. 1992) para utilização em laboratório. A manipulação da silicona foi realizada seguindo as orientações do fabricante. A mistura preparada e apresentando plasticidade, foi adaptada sobre o conjunto matrizes metálicas/matriz espaçadora sob pressão digital. A camada de silicona apresentou aproximadamente 10 mm de espessura sobre as matrizes. Para a realização de retenções, foram colocados grampos sobre a superfície da silicona (Fig. 4.3). Em seguida, os excessos de silicona foram recortados com lâmina de bisturi nº 15 até assumir uma dimensão que permitisse a adaptação do conjunto na contra-mufla.

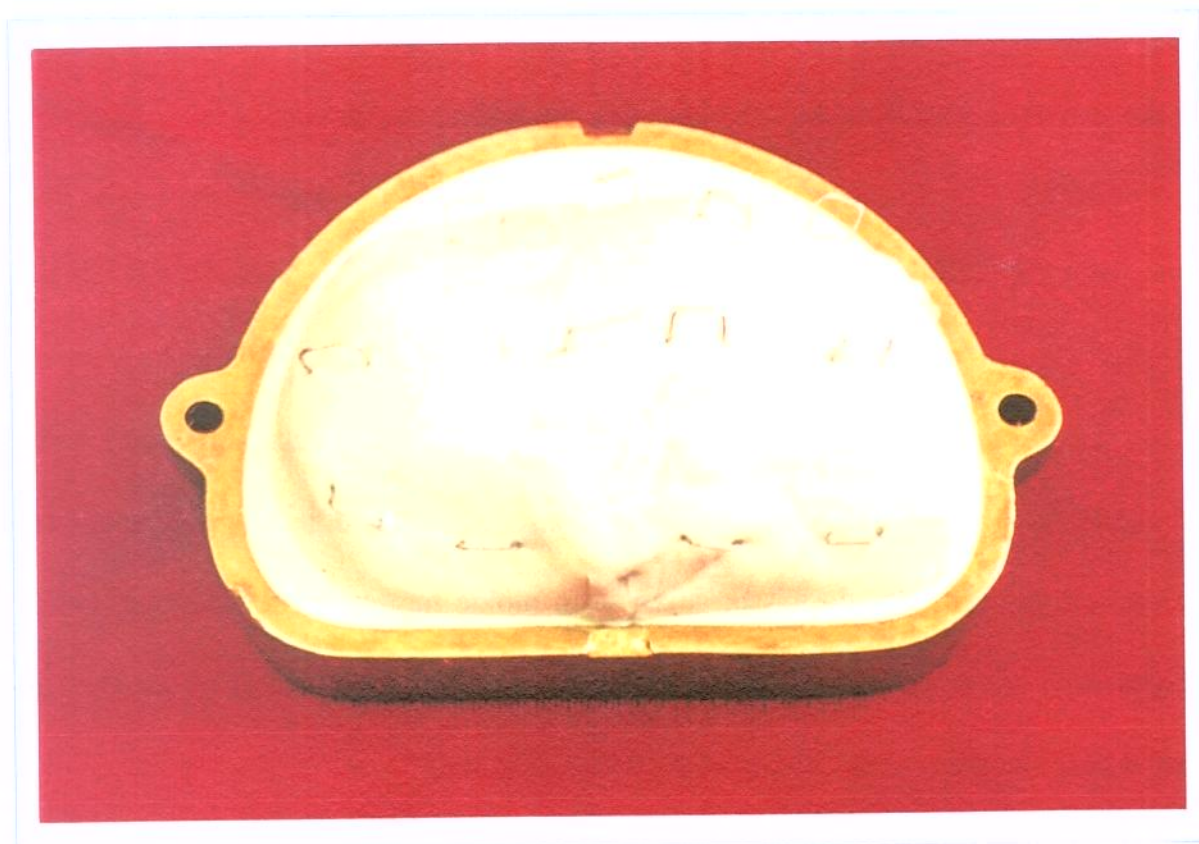


Figura 4.3 - Colocação da silicona sobre as matrizes com os grampos para retenção

4.2.2.3 Preparo da contra-mufla:

Para efetuar o preenchimento da contra-mufla, foi realizado anteriormente o isolamento de toda a superfície do gesso, e do interior da contra-mufla, com vaselina sólida. Este preenchimento foi efetuado com gesso pedra tipo III (Herodent), proporcionado na relação 100 g de pó para 30 ml de água e espatulado vigorosamente durante 1 minuto e vazado sob vibração constante. A contra mufla foi fechada, levada à prensa hidráulica de bancada e submetida a pressão

(aproximadamente 200 kg) durante 1 hora, evitando que a expansão de presa do gesso provoque desadaptação nas regiões de encaixe da mufla.

4.2.2.4. Abertura da mufla:

Decorrido o período de presa do gesso, a mufla foi retirada da prensa e então realizada a demuflagem. Após a separação base da mufla/contra-mufla, as matrizes de aço foram retiradas do gesso, deixando o molde impresso em sua superfície. A barra espaçadora permaneceu em posição (KAWANO et al. 1992) no molde e as superfícies isoladas com Cel-Lac (S.S. White)(Fig. 4.4)

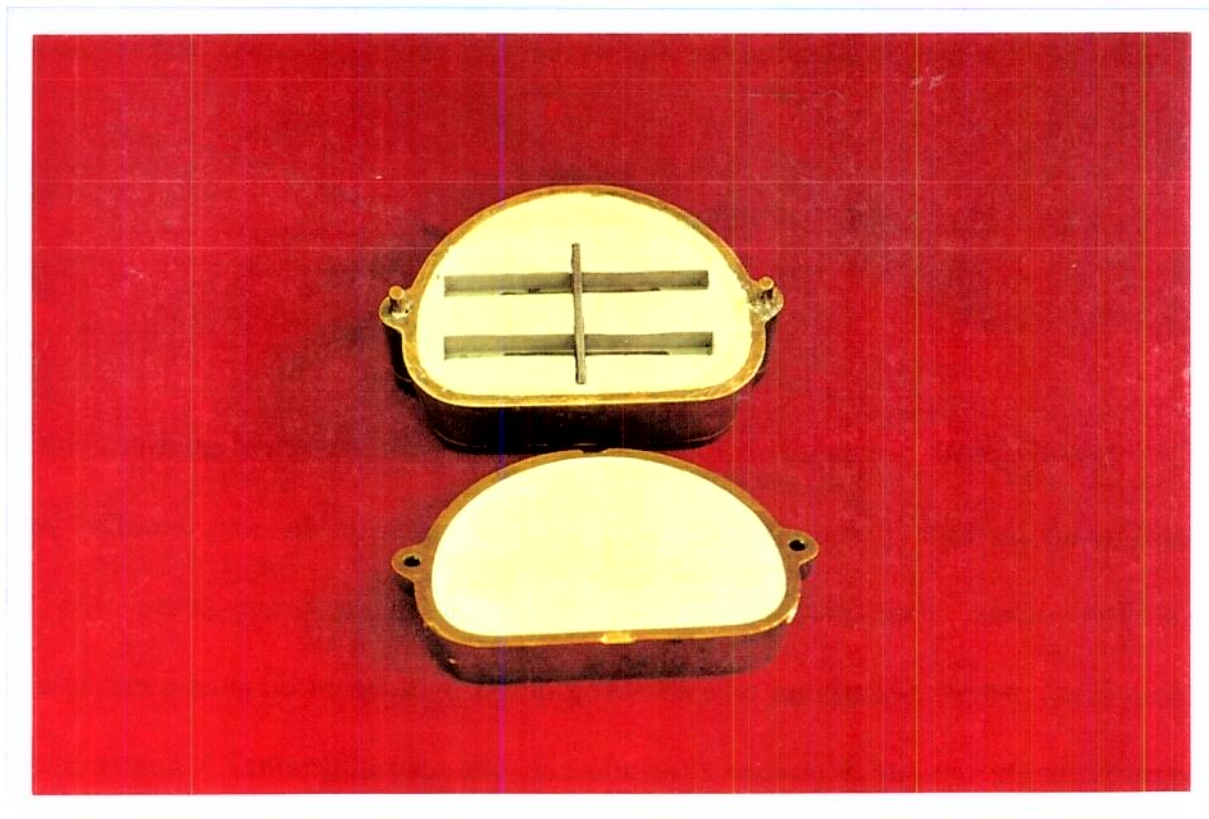


Figura 4.4 Abertura da mufla

4.2.2.5 Obtenção das amostras em resina acrílica:

A resina utilizada neste experimento foi a QC-20 (RAAT), proporcionada e manipulada de acordo com as orientações do fabricante. A manipulação foi efetuada num pote de vidro (Jon), com as proporções orientadas pelo fabricante, sempre com saturação do monômero pelo polímero. Em seguida, foi colocada a tampa sobre o pote até que a resina atingisse a fase plástica (20 a 30 minutos) recomendada para a prensagem. Atingida esta fase, a resina foi assentada digitalmente no interior dos moldes obtidos na mufla, certificando-se de que a temperatura ambiente fosse de aproximadamente 23° C, conseguida por controle de ar-condicionado (AL-ATHEL & JAGGER 1996, MURATA et al. 1997). O próximo passo foi a prensagem, realizada em duas etapas. Na primeira etapa, a resina adaptada no interior do molde foi coberta com um filme de polietileno ou Celofan , prensada vagarosamente (GRUNEWALD et al.1952) em prensa de hidráulica de bancada (Delta), até obter pressão de 1,25 toneladas. A mufla foi removida da prensa, suas partes separadas e tanto o filme de polietileno quanto os excessos de resina, removidos. Sobre a superfície do gesso foi aplicada uma película de isolante Cel-Lac. A mufla foi fechada novamente e realizada nova prensagem. Em seguida, as muflas foram colocadas em prensas de mola (GHAZALI et al. 1988) e levadas ao termopolimerizador (Termotron) para a realização do ciclo de polimerização, através de imersão das muflas em água a $75 \pm 2^\circ \text{C}$ durante 9 horas, quando foram retiradas do polimerizador e resfriadas

lentamente sobre a bancada até atingir a temperatura ambiente (SKINNER 1984, GAY & KING 1979, CHEN et al. 1988).

4.2.2.6 Acabamento das amostras:

Após a desinclusão, as amostras foram submetidas ao acabamento, utilizando-se politriz plana montada com lixa d'água nº 600 (ULUSOY et al. 1986), com desgaste controlado manualmente por meio de paquímetro digital Starrett com precisão de 0,01 mm, até que as superfícies que posteriormente iriam entrar em contato com a base resiliente assumissem o valor de 9x9 mm de área de secção transversal. As superfícies que receberam a base resiliente foram lixadas, também na politriz plana, com lixa d'água Buhler nº 200, permitindo uniformidade da superfície de união em todas as amostras. Para cada prensagem obtiveram-se 4 amostras. Foram preparadas no total 30 muflas nas quais foram confeccionadas 120 amostras de resina acrílica.

4.2.2.7. Preparo das amostras para o ensaio de tração:

Com as amostras já terminadas, houve a necessidade da confecção de uma perfuração próxima a uma das extremidades da amostra, permitindo a sua adaptação na máquina de ensaio de tração. Para isso, foi realizada uma perfuração com diâmetro de aproximadamente 3 mm, que possibilitava a passagem de um parafuso,

componente de um adaptador ligado à célula de aplicação de força da máquina de ensaios universal, onde seria realizado o ensaio de tração. Essa perfuração foi confeccionada com broca de tungstênio nº 1215 montada em motor de bancada Beltec-LB 100 adaptado a uma fresadora Bio-Art 1000N, assegurando a padronização das perfurações realizadas em cada amostra, de maneira que esta fosse perpendicular ao plano horizontal (Fig 4.5).

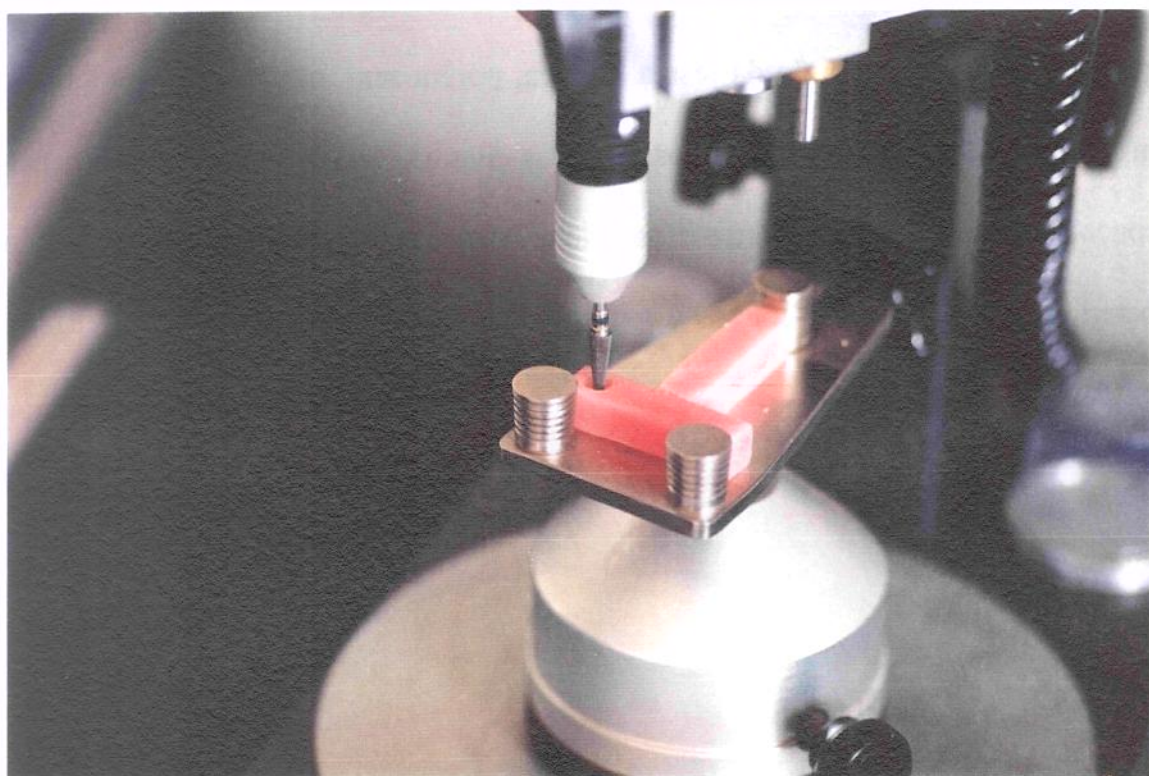


Figura 4.5 Perfuração das amostras de resina acrílica em fresadora.

4.2.2.8 Armazenagem das amostras:

Após a realização do acabamento, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C, por pelo menos 7 dias, numa estufa Odontobrás até sua utilização (KAWANO et al. 1992).

4.2.2.9 União das Amostras com Reembasador Resiliente:

Para a união das amostras foi utilizado o mesmo tipo de molde confeccionado previamente para a inclusão da resina acrílica, porém sem a matriz espaçadora. As amostras de resina acrílica foram posicionadas duas a duas no molde, separadas pelo espaço correspondente à matriz espaçadora, que era de 3 mm. Este espaço foi posteriormente preenchido com os materiais reembasadores resilientes (Fig. 4.6).



Figura 4.6 Amostras posicionadas com base resiliente

4.2.2.9.1 Confeção das amostras com a base resiliente Dentuflex:

Como escrito anteriormente, quatro amostras de resina acrílica foram posicionadas duas a duas, e seguiu-se as instruções de manipulação do fabricante. Antes de receber o material, cada superfície da amostra foi inicialmente pincelada de forma uniforme, por 15 segundos (pincel nº0) com monômero e aguardou-se 2 minutos. A proporção pó-líquido utilizada foi de 10 cc de pó para 4 cc de líquido, e a manipulação realizada em pote de vidro (Jon). Em seguida, o material foi vertido sobre o molde até ocorrer excesso de material. A mufla foi fechada e levada à prensa de bancada, e submetida a leve pressão. Após 15 minutos, a mufla foi aberta e as amostras foram cuidadosamente desincluídas. Os excessos de reembasador foram eliminados com lâmina de bisturi nº 15 e as amostras armazenadas em água destilada a 37°C. Foram confeccionadas 20 amostras para este material, sendo 10 submetidas à ciclagem térmica e os outros 10, não.

4.2.2.9.2 Confeção das amostras com a base resiliente Eversoft:

O preparo dessas amostras seguiu os mesmos procedimentos descritos para o material anterior, apresentando diferença apenas no fato deste último apresentar um "Sealler", indicado para duas aplicações com intervalo de 2 minutos entre elas, sobre toda a superfície do material. Do mesmo modo descrito anteriormente, foram

confeccionadas 20 amostras para este material, sendo 10 submetidas à ciclagem térmica e os outros 10, não.

4.2.2.9.3 Confeção das amostras com a base resiliente Ufi-Gel:

O proporcionamento e manipulação deste material foi realizado através da mistura de pasta base e catalizadora, respectivamente na proporção de 6cc para 1 cc. Antes do preparo foi aplicado adesivo sobre as superfícies utilizadas, esperando-se 1 hora para a aplicação do material. Os passos subsequentes foram semelhantes aos dos materiais precedentes. Este material fornecia um "glazing" próprio, indicado para ser pincelado sobre todas as superfícies da base, após a realização do recorte com lâmina de bisturi. Do mesmo modo descrito anteriormente, foram confeccionadas 20 amostras para este material, sendo 10 submetidas à ciclagem térmica e os outros 10, não.

4.2.3 Armazenagem das Amostras:

Inicialmente foram confeccionadas 10 amostras para cada uma das 3 bases resilientes. Estas amostras receberam tratamento de ciclagem térmica durante aproximadamente 7 dias (3000 ciclos). A termociclagem foi realizada em 3000 ciclos que correspondente a aproximadamente 3 anos de uso, o que se supõe ser o

tempo aproximado do tempo de vida útil de uma prótese total, pelo motivo das bases resilientes aqui ensaiadas serem consideradas de uso permanente. Para tanto se utilizou um termociclador MCT2 AMM com duas cubas contendo água destilada, alternando banhos de 1 minuto em água destilada a $5\pm 1^{\circ}\text{C}$ e 1 minuto em água destilada a $65\pm 1^{\circ}\text{C}$, (Fig. 4.7) correspondendo aproximadamente a 3 anos de simulação de variações térmicas de uma prótese total "*in vivo*" (isso equivale a aproximadamente 3 refeições diárias, onde a prótese alterna temperaturas elevadas com temperaturas baixas). Enquanto essas amostras recebiam este tratamento, foram confeccionadas outras 10 amostras para cada uma das três bases resilientes (grupo controle). O grupo controle foi confeccionado e armazenado durante 24 horas em água destilada a 37°C numa estufa Odontobrás.

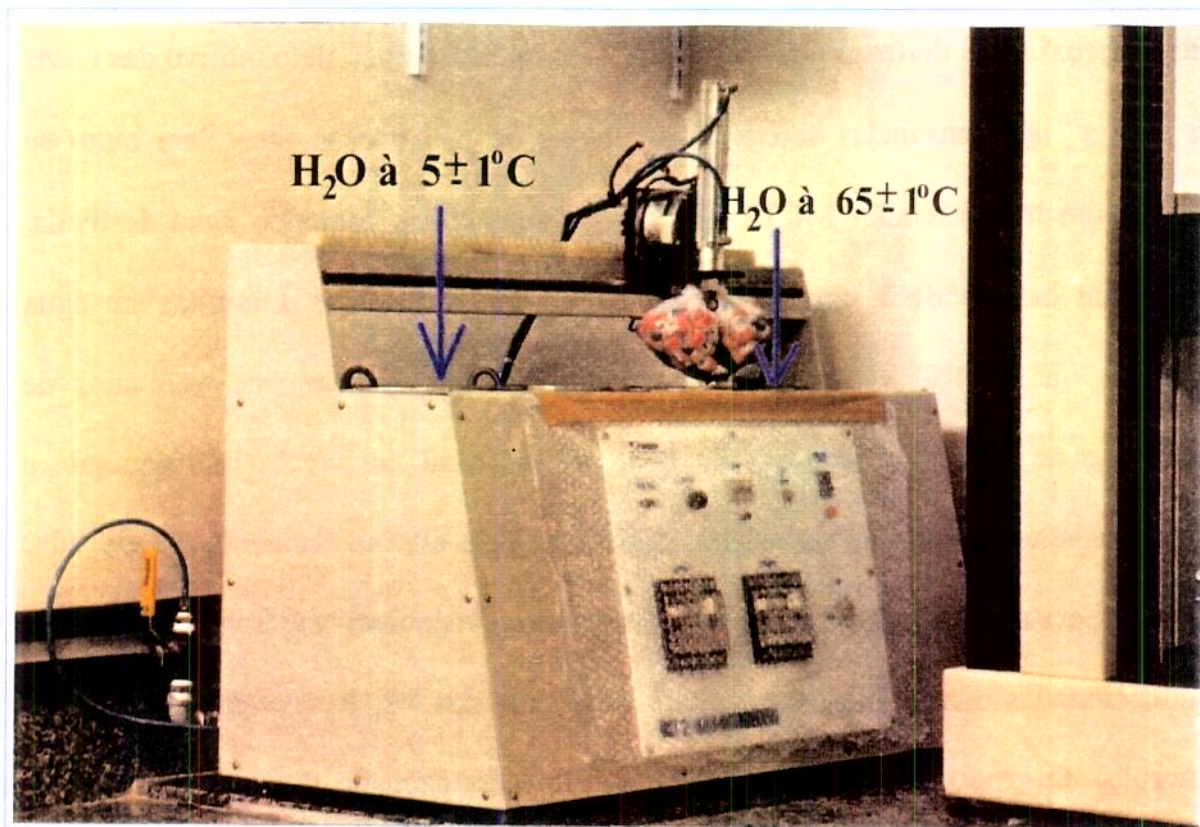


Figura 4.7 Amostras sob termociclagem

4.2.4 Ensaio de tração:

Para a realização do ensaio de tração, foi posicionado perpendicularmente ao longo eixo das amostras um parafuso do adaptador. Para isso, a célula de força do equipamento permitia o posicionamento de um adaptador, possibilitando a realização dos ensaios. A parte superior perfurada das amostras era posicionada na célula de aplicação de força. Em seguida, após verificada a posição da amostra e estando perpendicular ao plano horizontal, a parte inferior era adaptada e fixada no mordente de uma morsa presa à base da máquina de ensaio universal (Fig.4.8).

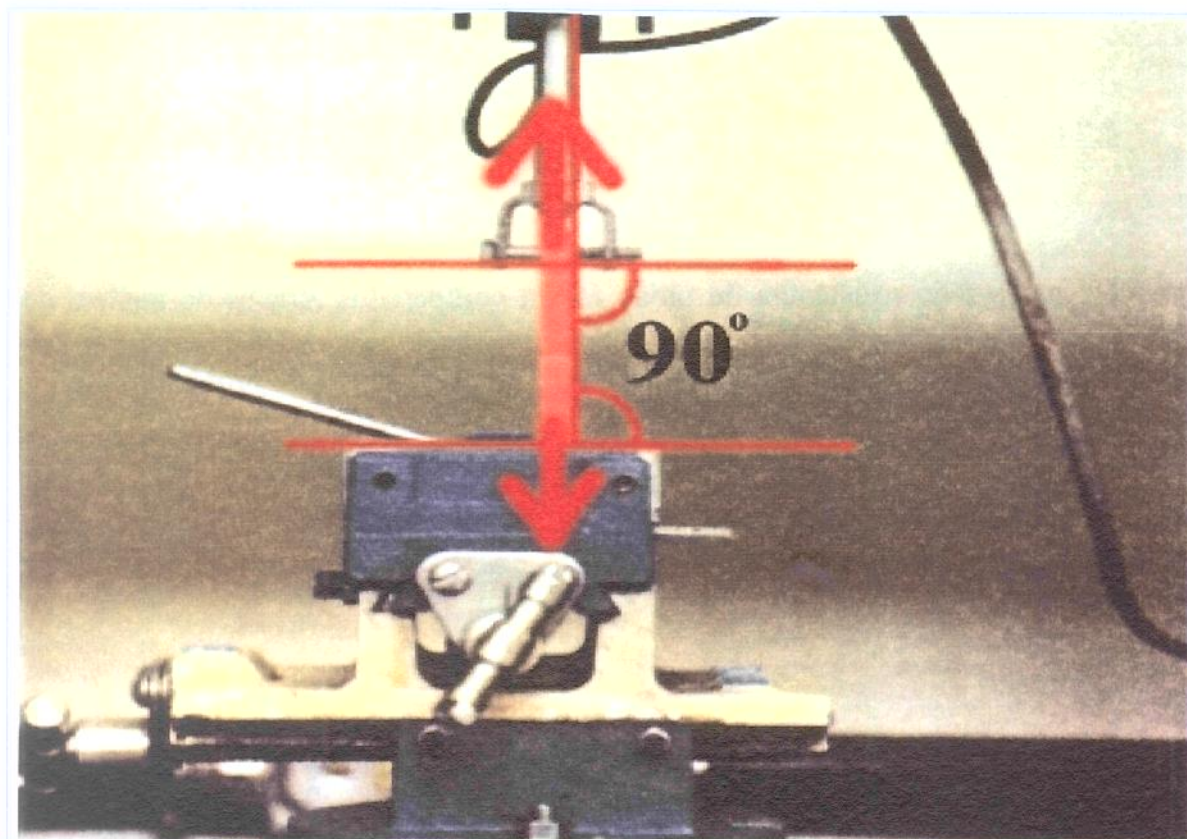


Figura 4.8 - Realização do ensaio de tração

As amostras foram ensaiadas 24 horas após sua obtenção, quando foi realizada a tração através de um sistema computadorizado para ensaio de material (Emic DL500), com velocidade constante de 5 mm/min., determinando-se os valores de força de tração máxima, tensão máxima e força de ruptura.

4.2.5. Observação das amostras quanto ao tipo de falha:

A superfície de rompimento foi observada quanto à origem: adesiva, coesiva ou mista.

4.2.6. Análise Estatística:

Os valores de resistência de união foram comparados através de análise de variância estatística e utilizado o Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

RESULTADOS

5.- RESULTADOS

As tabelas 5.1, 5.2, 5.3, 5.4 e seus respectivos gráficos, apresentam os resultados obtidos neste estudo. As comparações entre médias foram feitas através do teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Tabela 5.1-Valores das médias da resistência à tração da união entre bases resilientes e resina acrílica ativada termicamente independente do tratamento utilizado (MPa).

Material	Num. Repetições	Médias	
Dentuflex	20	2,259835	a
Eversoft	20	0,656525	b
Ufi-Gel	20	0,254975	c

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

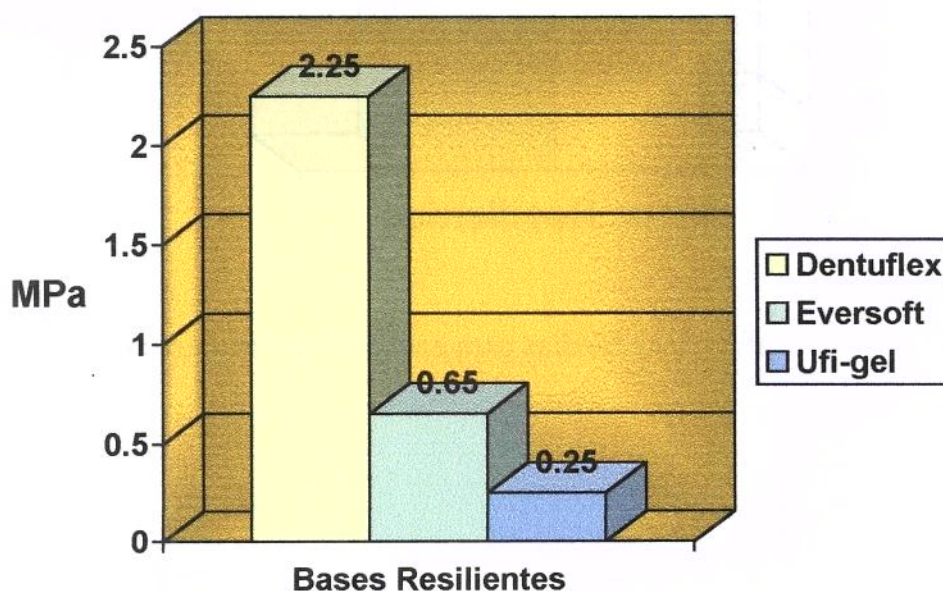


Gráfico 5.1 Médias para resistência a tração de cada base resiliente

Tabela 5.2 - Valores das médias de resistência à tração da união entre bases resilientes e resina acrílica ativada termicamente, independente do material utilizado (MPa).

Tratamento	Num. Repetições	Médias	
Termociclagem	30	1,443180	a
Controle	30	0,671043	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si pelo Teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

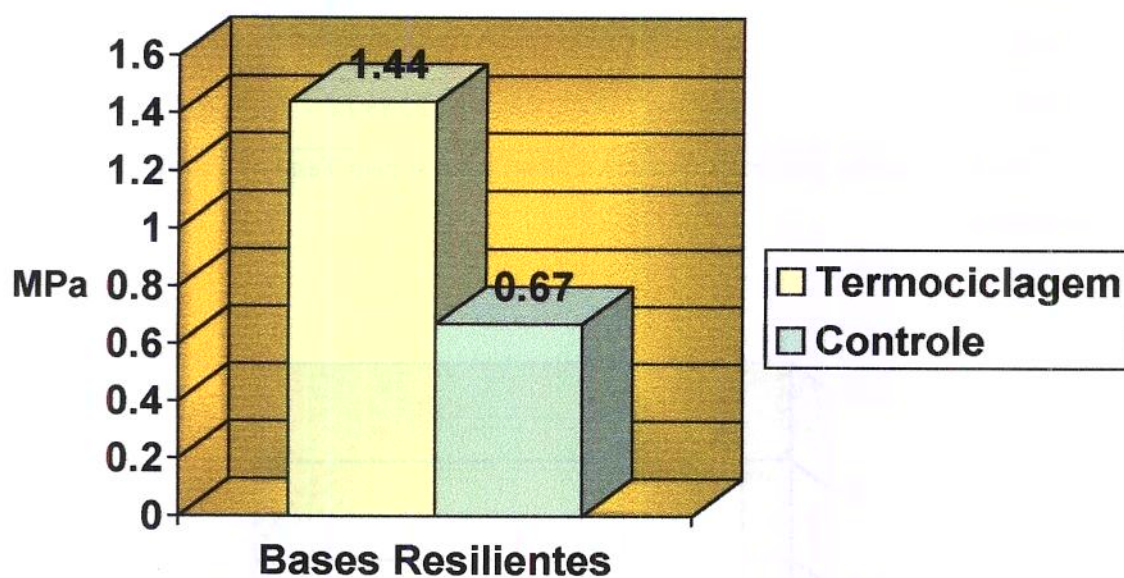


Gráfico 5.2 - Médias para cada tipo de tratamento

Tabela 5.3 - Médias de resistência a tração da união entre base resiliente e resina acrílica ativada termicamente submetidos ou não à termociclagem.

Base Resiliente	TRATAMENTO	
	Não Termociclada	Termociclada
Dentuflex	1,19 a, B	3,32 a, A
Eversoft	0,49 b, B	0,81 b, A
Ufi-gel	0,32 b, A	0,18 c, A

Médias seguidas de mesma letra minúscula na coluna e maiúscula na linha não diferem estatisticamente pelo Teste de Tukey, ao nível de 5% de probabilidade.

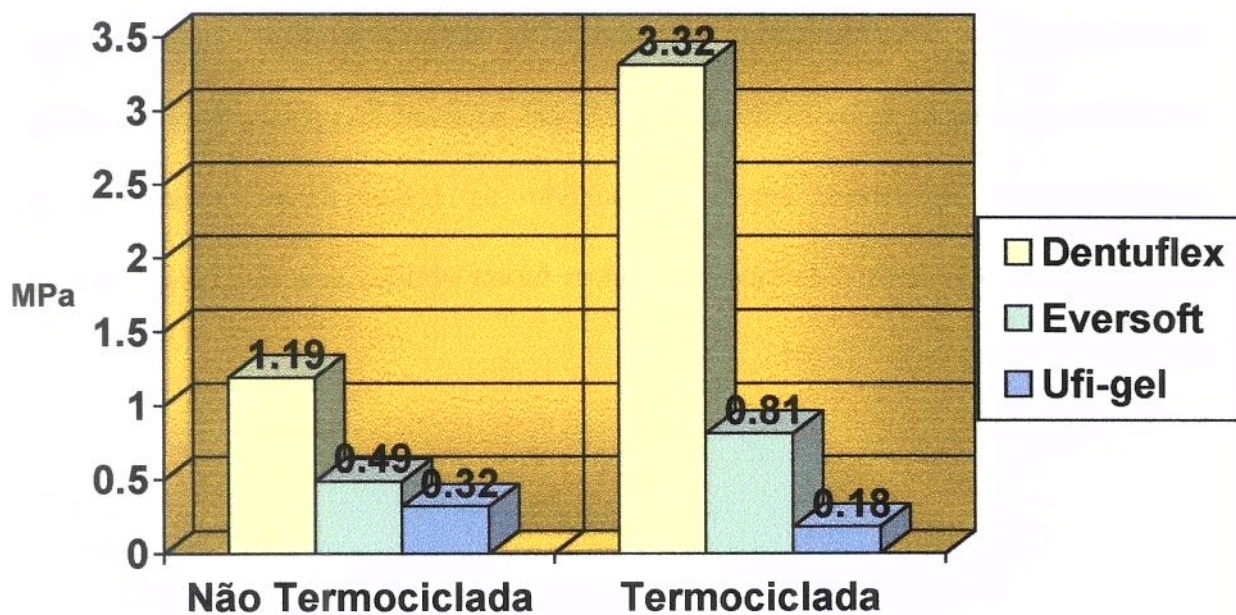


Gráfico 5.3 - Médias para resistência à tração para bases resilientes submetidas ou não à termociclagem

De acordo com a Tabela 5.1 e Gráfico 5.1, podemos observar que o teste de Tukey para comparação entre médias para resistência à tração de cada base resiliente tanto em amostras termocicladas, como em amostras do grupo controle, mostra que os três materiais apresentaram diferenças significantes, sendo que a base resiliente Dentuflex apresentou os maiores valores, e a base Ufi-gel apresentou as menores médias de resistência a tração.

De acordo com a Tabela 5.2 e Gráfico 5.2, em relação ao tipo de tratamento recebido para cada amostra, não houve diferença estatística para a base Ufi-Gel. Porém, os resultados das médias para as bases Eversoft e Dentuflex foram superiores para as amostras submetidas a termociclagem.

De acordo com a Tabela 5.3 e Gráfico 5.3, das amostras não submetidas a termociclagem, a base Dentuflex apresentou as maiores médias, com diferença estatística em relação às bases Eversoft e Ufi-gel, as quais não apresentaram médias estatisticamente diferentes entre si. Quando as bases foram submetidas à termociclagem, as maiores médias estatísticas foram obtidas pela base Dentuflex, e as menores, com a base Ufi-gel.

Tabela 5.4 Tipos de falha da união entre base resiliente e resina acrílica ativada termicamente, submetidas ou não à termociclagem

CONDIÇÃO EXPERIMENTAL	ADESIVA	COESIVA	MISTA
Dentuflex	100%	0%	0%
Dentuflex termocicl.	100%	0%	0%
Eversoft	60%	30%	10%
Eversoft termocicl.	50%	10%	40%
Ufi-Gel	0%	90%	10%
Ufi-gel termocicl.	10%	60%	30%

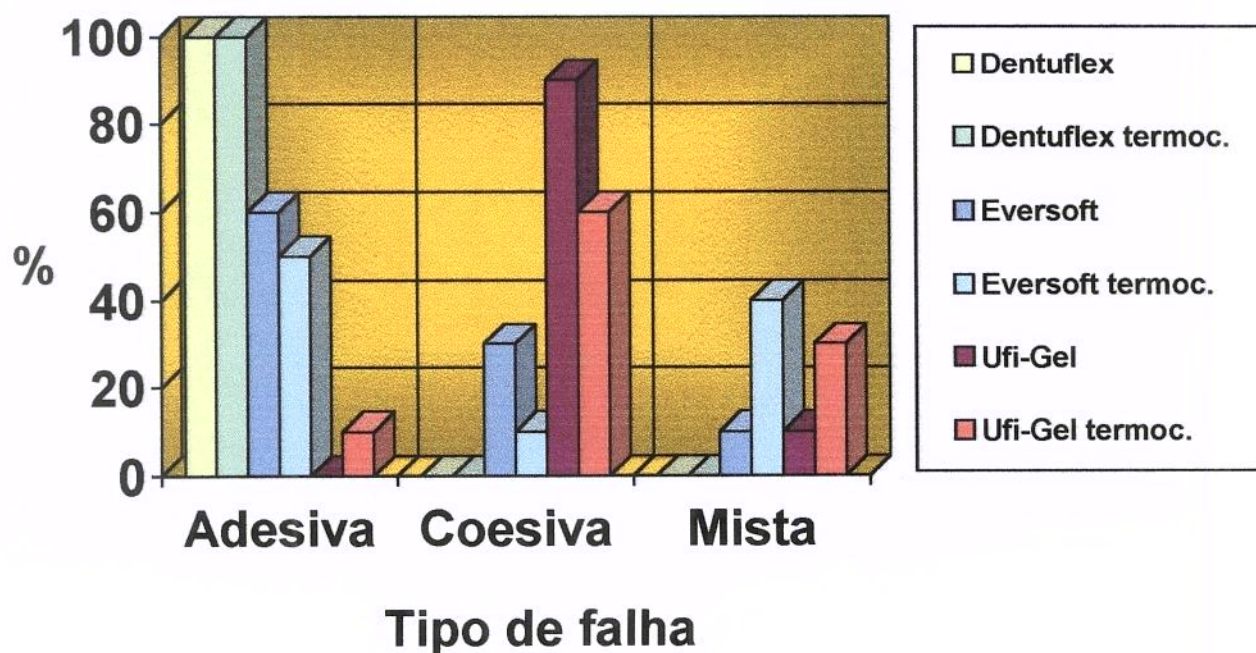


Gráfico 5.4 - Frequência dos tipos de falha

Em relação ao tipo de falha, a união entre base resiliente Dentuflex e resina acrílica ativada termicamente apresentou em todas as amostras, 100% de falha adesiva. A base resiliente Ufi-gel apresentou ruptura coesiva em 90% das amostras não termocicladas, e em amostras termocicladas, a falha adesiva foi de 10%. Para a base resiliente Eversoft, o tipo de falha observada, foi de 60% do tipo adesiva para amostras não termocicladas e de 50% para amostras termocicladas.

As Figuras 5.1, 5.2 e 5.3 ilustram os tipos de fraturas:

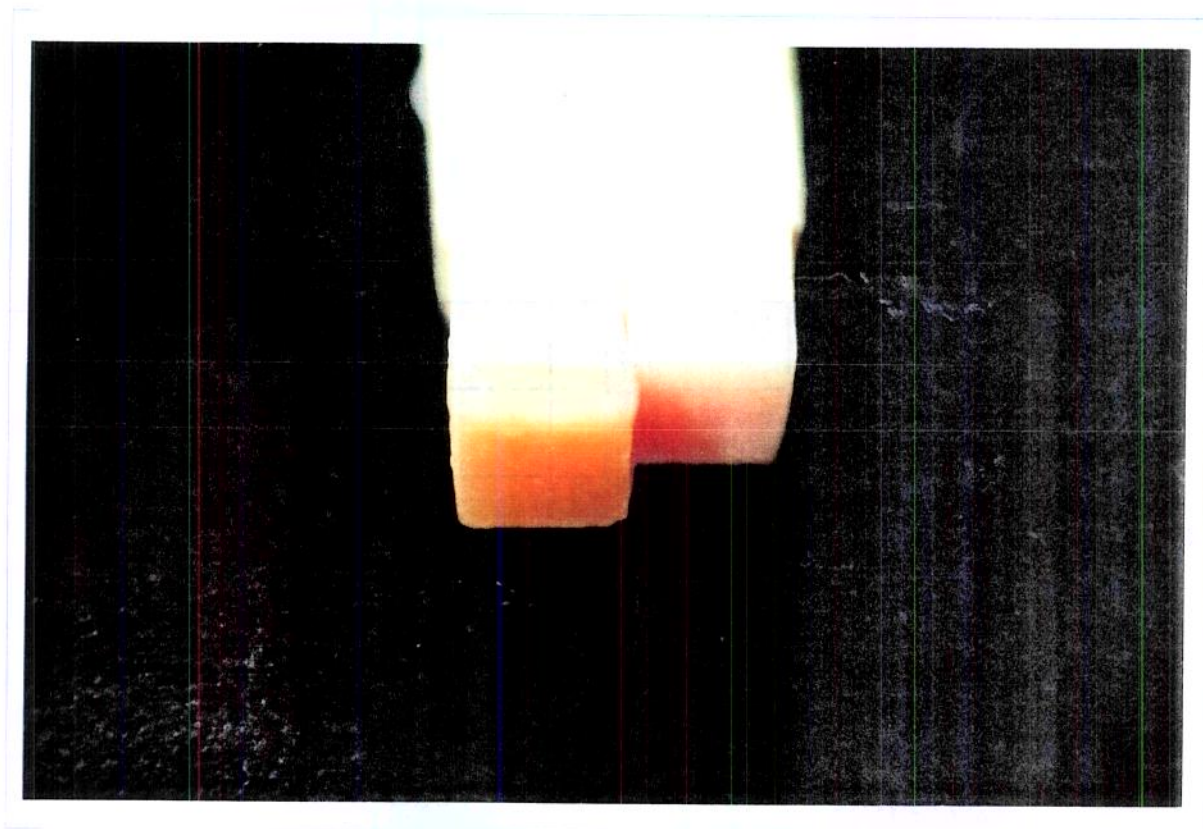


Figura 5.1 Falha Adesiva

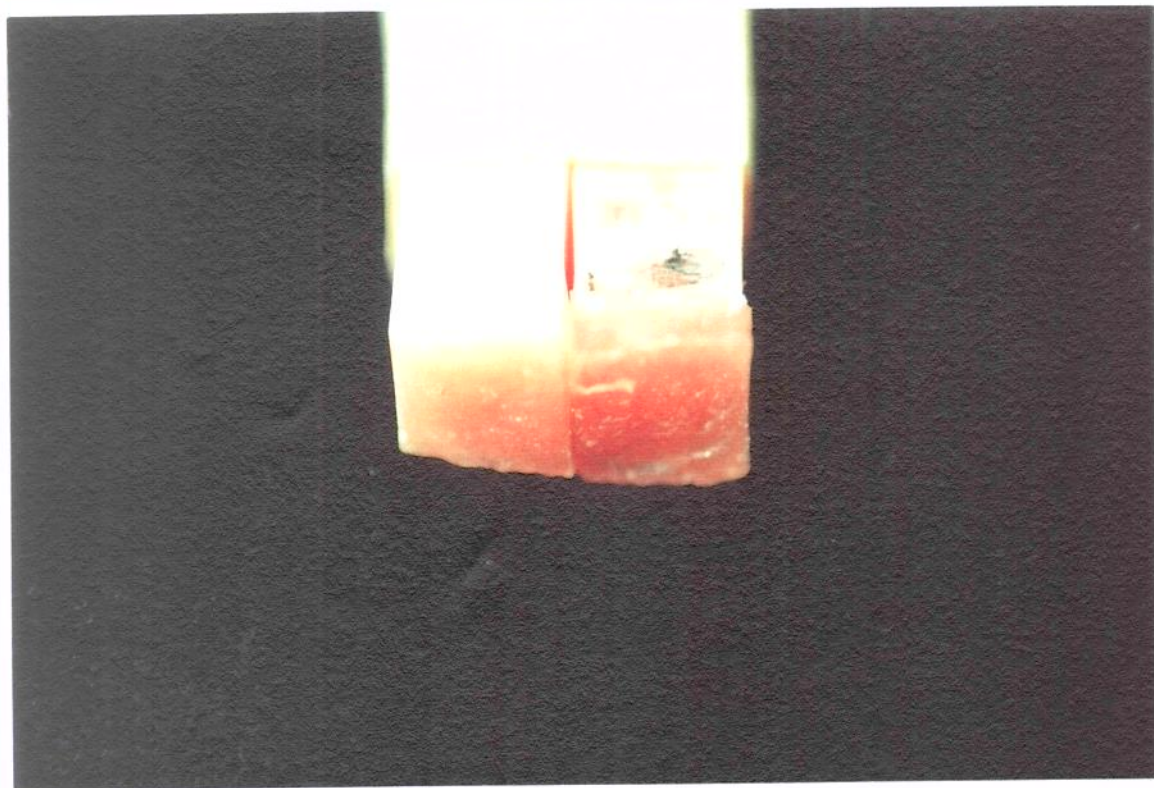


Figura 5.2 Falha Coesiva

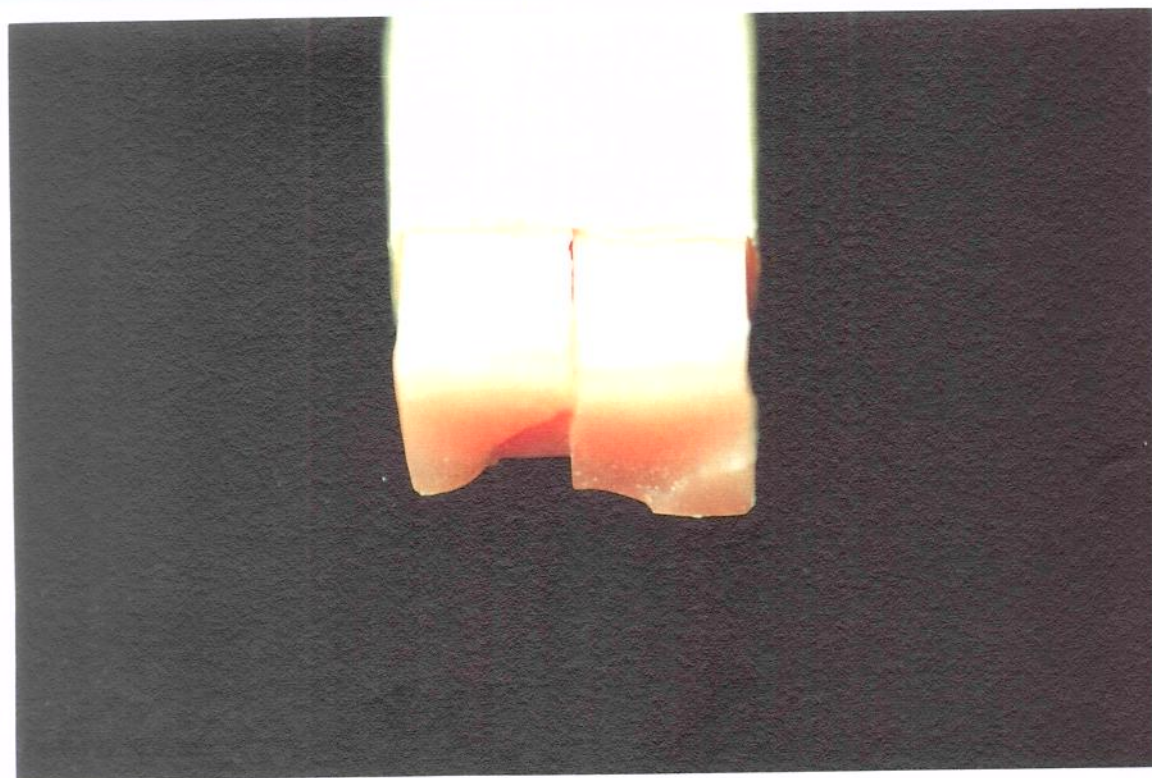


Figura 5.3 Falha Mista (Adesiva e Coesiva)

DISCUSSÃO

6 - DISCUSSÃO

Neste estudo foi comparado o poder de adesão de três bases resilientes à resina acrílica ativada termicamente, com a intenção de verificar e comparar os seus valores. Outro objetivo do estudo foi verificar se essa resistência da união sofreu alterações, quando essas bases foram submetidas a 3000 ciclos térmicos (equivalente a 3 anos de uso de uma prótese), e ainda descrever o tipo de falha ocorrida.

Segundo CRAIG & GIBBONS, 1961 , para que uma base resiliente seja considerada ideal, deve apresentar uma dureza máxima variando entre 20 e 25 unidades em Durômetro Shore A. Além disso, uma base resiliente não deveria ser infestada por colônias de fungos ou bactérias, recuperar-se totalmente após deformação, fácil higienização, técnica simples de aplicação, além de fácil ajuste e conserto, cor estável, inodora, insípida, não-irritante, atóxica, dimensionalmente estável, com absorção mínima de fluidos, não deteriorar, e principalmente não descolar da base da prótese. A importância da resistência da união também foi estudada por vários autores (AL-ATHEL & JAGGER 1996, DOOTZ et al. 1993, EMMER et al. 1995, GRUNEWALD et al. 1952, KAWANO et al. 1992, KUTAY 1994, MÄKILÄ & HONKA 1979, McMORDIE et al. 1989, SINOBAD et al. 1992, WRIGHT 1981, WRIGHT 1994), sendo que é a propriedade que mais afeta a longevidade das bases resilientes (CASEY & SCHEER 1993, CRAIG & GIBBONS 1961, GONZALEZ 1977, MÄKILÄ & HONKA 1979, SCHIMIDT & SMITH 1983).

Segundo KAWANO et al. 1992 o valor mínimo de tensão aceitável clinicamente é de 4,5 Kg/cm² ou 0,44 MPa. Segundo os resultados desse trabalho, tanto a base Dentuflex (média de 2,25 MPa) quanto a base Eversoft (média de 0,65 MPa) demonstraram números superiores a esse valor, porém a base resiliente Ufi-gel, não correspondeu a esse valor em nenhuma amostra (média de 0,25 MPa). Outro dado interessante é o aumento da resiliência da união para as bases resilientes à base de acrílico, como Dentuflex (aumentou de 1,19 para 3,32 MPa em média) e Eversoft (aumentou de 0,49 para 0,81 MPa em média) depois da termociclagem. Tal efeito foi verificado por BASCON et al. em 1966, WRIGHT em 1981, DOOTZ et al. em 1991 e em 1995 por WAGNER et al.. Os autores concluíram que o aumento da adesão deveu-se ao fato de haver continuidade do processo de polimerização em bases resilientes de poli-etil-metacrilato, resultado da polimerização de radicais livres existentes nestas bases. Baseando-se no fato, CORWIN & SAUNDERS em 1992 descreveram uma técnica de preparo de base resiliente de poli-etil-metacrilato em próteses, onde são imersas em água a 75° C que como resultado, apresentou aumento da adesão daquela base resiliente sobre a base rígida. Segundo SKINNER a polimerização dos radicais livres se dá a partir da temperatura de 65 ° C, que é uma temperatura atingida na cavidade oral durante a alimentação. Porém, essa continuidade do processo de polimerização faz com que haja diminuição da resiliência verificada pelos mesmos autores (BASCON 1966, DOOTZ et al. 1993, WAGNER et al. 1995, WRIGHT 1981). KAWANO et al. em 1997 relataram o fato, em uma conseqüente perda de absorção de impacto dessas bases devido a sua perda

de resiliência, essenciais para a correta distribuição de forças na base de prótese sobre os tecidos orais, agindo como um absorvente de forças funcionais, essenciais para um maior conforto e menor absorção óssea alveolar (BASCON 1966, CAIN & MITCHELL 1998, CRAIG & GIBBONS 1961, DOOTZ et al. 1993, GONZALEZ 1977, KAWANO et al. 1991, KAWANO et al. 1997, MURATA et al. 1997, WAGNER et al. 1995, WRIGHT 1995).

DOOTZ et al. observaram em 1993 que o aumento da resistência da união após o ciclo térmico também se deveu ao aumento do poder coesivo das bases resilientes de poli-etil-metacrilato, resultando em perda de elasticidade, diminuição do percentual de alongamento e aumento da dureza.

Em nosso estudo, a base resiliente Dentuflex apresentou os melhores resultados de tensão máxima (2,25 MPa em média), e em todas as amostras, falha do tipo adesiva. Mesmo apresentando os maiores valores adesivos, foi verificado, que a resiliência dessa base foi muito pobre e irremediavelmente comprometida pela termociclagem, tornando-se praticamente uma base rígida, pois durante os ensaios de tração 7 das 10 amostras ensaiadas apresentaram maior valor para força de ruptura (Tabela 10.1.2), explicando o porquê de 100% de falhas adesivas. Apesar desse estudo comparar a resistência da união entre as três bases escolhidas, isto não a torna a base resiliente ideal e concluímos que a base resiliente Dentuflex é "deficiente" (em relação às propriedades por nós estudadas) quanto aos benefícios de uma base resiliente ideal (conforme descrita por CRAIG & GIBBONS 1961).

A base resiliente de silicone estudada (Ufi-gel) apresentou os menores valores de resistência à tração entre as bases resilientes estudadas (0,25 MPa em média). Além disso, os valores após a termociclagem foram menores, porém não diferindo-se entre si a 5% de probabilidade. Segundo KAWANO et al. em 1992, esse valor médio não chega a se igualar para uma adesividade mínima requerida para o uso clínico (0,44 MPa). A base apresentou em 95% das amostras, falha coesiva ou mista, o que representa que o seu problema não está ligado a uma falta de adesão sobre a base rígida, mas sim a uma deficiência das forças intermoleculares, que foram diminuídas após a termociclagem (de 0,32 MPa para 0,18 MPa)(podendo também estar associado ao fator espessura do material), porém, aparentemente, foi mantida a resiliência do material. Dessa forma, concluímos que essa base resiliente pode ser utilizada, devido a sua elasticidade e resiliência apresentada, porém nunca como base permanente e sim como transitória.

Entre as bases resilientes estudadas, a base Eversoft demonstrou a performance mais adequada das três, pois apresentou valores de tensão correspondentes aos números exigidos e aparentemente mostrou-se resiliente após a termociclagem. A mesclagem de rupturas adesivas, coesivas e mistas mostrou equilíbrio entre poder de adesão e forças coesivas do material, ou seja, no momento em que o material está para ser descolado da base rígida, começa a rasgar, ou seja, ele possui a maior resiliência possível em relação ao seu poder de adesão (isso porque quanto maior a resiliência, menor o poder coesivo). Outro ponto alto do material é o "Sealer" que acompanha o conjunto, descrito por vários autores

(CASEY & SCHEER 1993, DOOTZ et al. 1993, GOLL et al. 1983, GRONET et al. 1997, JACOBSEN et al. 1997, MURATA et al. 1997, ULUSOY et al. 1986), que observaram maior longevidade com a utilização deste produto. Portanto, é a base que melhor se enquadra como uma "base resiliente definitiva" (dentre os aspectos por nós observados).

Podemos concluir então, que mesmo elegendo a base resiliente Eversoft como a mais eficaz dentre as bases estudadas nesse trabalho, que se faz necessário estudos mais aprofundados sobre as mesmas em relação à outras propriedades físicas, como dureza superficial, resistência ao rasgamento, lixiviação, sorção, solubilidade, além de alterações de cor, sabor e cheiro, e estudos que alternem a espessura nessas bases resilientes e estudos clínicos longitudinais a fim de verificar uma realidade clínica de cada material, assim como a aceitação do usuário e é claro buscas de novos materiais cada vez mais duradouros e que se enquadrem mais apropriadamente à nossa realidade social em vista do custo-benefício de sua utilização.

CONCLUSÕES

7 -CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e discutidos neste trabalho, podemos concluir que:

- A base Dentuflex apresentou os maiores resultados para resistência à tração.
- Os resultados obtidos após a termociclagem foram estatisticamente superiores ao grupo controle para as bases Dentuflex e Eversoft, e irrelevantes para a base Ufi-Gel.
- Para as duas bases resilientes de Poli-etil-metacrilato, (Dentuflex e Eversoft), ocorreu um aumento significativo da resistência da união após a termociclagem.
- A base resiliente Ufi-gel, mesmo apresentando os menores resultados para resistência da união, pode ser utilizada devido a sua elasticidade e resiliência apresentada, porém nunca como base permanente e sim como transitória.
- Ainda que a base resiliente Dentuflex tenha apresentado os maiores valores de resistência a tração, sua resiliência foi diminuída com a termociclagem.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. AL-ATHEL, M.S., JAGGER R.G. Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.76, n.5, p.535-540, Nov. 1996.
2. BASCOM, P.W. Resilient denture bases materials. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.16, n.4, July 1966.
3. BURRELL, C.J., RUSSEL, M.D., STEWART, J. Evaluation of accuracy of the wash impression technique to rebase and replace the resilient part of a soft-lined denture. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.65, n.3, p.408-412, Mar. 1991.
4. CAIN, J.R., MITCHELL, D.L. Soft liner-retained, implant-supported overdenture: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implants, Lombard, v.13, n.6, p.857-860, Nov./Dec. 1998.

* De acordo com a NBR 6023, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o "World List of Scientific Periodicals".

5. CASEY, D.M., SCHEER, E.C. Surface treatment of a temporary soft-liner for increased longevity. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.69, n.3, p.318-324, Mar. 1993.
6. CHEN, J.C., LACEFIELD, W.R., CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. Dent. Mater., Washington, v.4, p.20-24, 1988.
7. CORWIN, J.O., SAUNDERS, T.R. Temporary soft liners: A modified curing technique to extend liner longevity. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.68, n.4, p.714-715, Oct. 1992.
8. CRAIG, R.G., GIBBONS, P. Properties of resilient denture liners. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.63, p.65-72, Sept. 1961.
9. DAVENPORT, J.C., WILSON, H.J., SPENCE, D. The compatibility of soft lining materials and denture cleansers. Br. dent. J., London, v.161, n.13, p.13-17, July 1986.
10. DOOTZ, E.R., KORAN, A., CRAIG, R.G. Physical property comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.69, n.1, p.114-119, Jan. 1993.
11. EMMER, T.J.J, EMMER, T.J., VAIDYNATHAN, J., VAIDYNATHAN, T.K. Bond strength of permanent soft denture liners bonded to denture base. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.74, n.6, p.595-601, Dec. 1995.

12. GAY, W.D., KING, G.E. Restorative dental materials. 8.ed. Saint Louis: C.V. Mosby, 1979. p.509-559.
13. GHAZALI, S.E., GLANTZ, P.O., RANDOW, K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures. Influence of the processing techniques of acrylate-base polymers. Acta odont. Scand., Oslo, v.46, n.5, p.287-295, Oct. 1988.
14. GOLL, G., SMITH, D.E., PLEIN, J.B. The effect of denture cleansers on temporary soft-liners. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.50, n.4, p.466-472, Oct. 1983.
15. GONZALEZ, J.B. Use of tissue conditioners and resilient liners. Dent. Clin. N Am., Philadelphia, v.21, n.2. p.249-259, Apr. 1977.
16. GRAHAM, B.S. et al. In vivo fungal presence and growth on two resilient denture liners. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.65, n.4., p.528-532, Apr. 1991.
17. GRONET, P.M., DRISCOLL, C.F., HONDRUM, S.O. Resiliency of surface-sealed temporary soft denture liners. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.77, n.4, p.370-374, Apr. 1997.
18. GRUNEWALD, A.H., PAFFENBARGER, G.C., DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.44, n.3, p.269-284, Mar. 1952.

19. HAYAKAWA, I. *et al.* The effect of fluorinated copolymer coating agent on tissue conditioners. Int. J. Prosthodont., Lombard, v.10, n.1, p.44-48, Jan./Feb. 1997.

20. HAYAKAWA, I. *et al.* Soft denture liner fluorethylene copolymer and its clinical evaluation. J.prosth. Dent., Saint Louis, v.51, n.3, p.310-313, Mar. 1984.

21. JACOBSEN, N.L. *et al.* Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.78, n.2, p.153-158, Aug. 1997.

22. KAWANO, F. *et al.* Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.68, n.2, p.368-371, Aug. 1992.

23. _____. *et al.* Impact absorption of four processed soft denture liners as influenced by accelerated aging. Int. J. Prosthodont., Lombard, v.10, n.1, p.55-60, Jan./Feb. 1997.

24. KAWANO, F. *et al.* The influence of soft lining on pressure distribution. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.65, n.4, p.567-574, Apr. 1991.

25. _____. *et al.* Sorption and solubility of 12 soft denture liners. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.72, n.4, p.393-398, Oct. 1994.

27. LOUKA, A.M., GESSER, H.D., KASLOFF, Z. A laboratory evaluation of effect of two surface-wetting treatments on soft denture liners. J. dent. Res., Washington, v.56, n.8, p.953-959, Aug. 1977.

28. MÄKILÄ, E., HONKA, O. Clinical study of a heat-cured silicone soft lining material. J. oral Rehabil., Oxford, v.6, p.199-204, June 1979.

29. MATSUMURA, T. et al. Prolonged antimicrobial effect of tissue conditioners containing silver-zeolite. J. Dent., Oxford, v.25, n.5, p.373-377, Sept. 1997.

30. MURATA, H. et al. The determination of working time and gelation time of temporary soft lining materials. Dent. Mater., Washington, v.13, n.3, p.186-191, May 1997.

31. MURATA, H. et al. The influence of immersion solutions on the viscoelasticity of temporary soft lining materials. Dent Mater., Washington, v.12, n.1, p.19-24, Jan. 1997.

32. MCMORDIE, R., KING, G.E. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.61, n.5, p.637-638, July 1989.

33. NIKAWA, H. et al. Antifungal effect of zeolite-incorporated tissue conditioner against *Candida albicans* growth and/or acid production. J. oral Rehabil., Oxford, v.24, n.5, p.350-357, May 1997.

34. SCHMIDT, W.F., SMITH, D.E. A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II: Liner serviceability. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.50, n.4, p.459-465, Oct. 1983.
35. SINOBAD, D., MURPHY, W.M., HUGGETT, R. Bond strength and rupture properties of some soft denture liners. J. oral. Rehabil., Oxford, v.19, p.151-160, 1992.
36. SKINNER, E.W. Resinas para bases de dentaduras: considerações técnicas. In: _____. Materiais dentários de Skinner. 8.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. Cap. 12, p.126-138.
37. TAKAHASHI, Y. The effects of soft denture liners applied to complete dentures on masticatory functions. Kokubyo Gakkai Zasshi, Tokyo, v.64, n.4, p.518-533, Dec. 1997.
38. ULUSOY, M., ULUSOY, N., AYDIN, A.K. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.56, n.1, p.107-112, July 1986.
39. WAGNER, W.C. et al. Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part II - Effect of aging. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.74, n.3, p.299-304, Sept. 1995.
40. WATERS, M. et al. Wettability of denture soft-lining materials. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.74, n.6, p.644-646, Dec. 1995.

41. WOOD, W.E., JOHNSON, D.L., DUNCANSON, M.G. Variables affecting silicone-polymethyl methacrylate interfacial bond strengths. J. Prosthodont., Philadelphia, v.2, n.1, p.13-18, Mar. 1997.
42. WRIGHT, P.S. The effect of soft lining materials on the growth of *Candida albicans*. J. Dent., Oxford, v.8, n.2, p.144-151, 1980.
43. _____. Composition and properties of soft lining materials for acrylic dentures. J. Dent., Oxford, v.9, n.3, p.210-223, 1981.
44. _____. A three year longitudinal study of denture soft lining materials in clinical use. Clin. Mater., London, v.1, p.281-289, 1986.
45. _____. Observations on long-term use of a soft-lining material for mandibular complete dentures. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.72, n.4, p.385-392, Oct. 1994.

APÊNDICE

APÊNDICE

RESULTADOS ORIGINAIS

Tabela 10.1.1 Valores individuais de Força (Kgf), Tensão (MPa), Força de Ruptura e Tensão (Kgf/cm²) da base resiliente Dentuflex não submetida a termociclagem.

Amostra	Força Máx. Força (kgf)	Força Máx. Tensão (MPa)	Ruptura Força (kgf)	Força Máx. Tensão (kgf/cm ²)
1	10.50	1.272	*	12.97
2	5.914	0.716	*	7.301
3	8.507	1.03	*	10.50
4	9.215	1.116	*	11.38
5	13.68	1.657	*	16.90
6	10.96	1.327	*	13.53
7	12.33	1.493	*	15.22
8	7.638	0.924	*	9.429
9	9.084	1.100	*	11.22
10	10.67	1.292	*	13.17

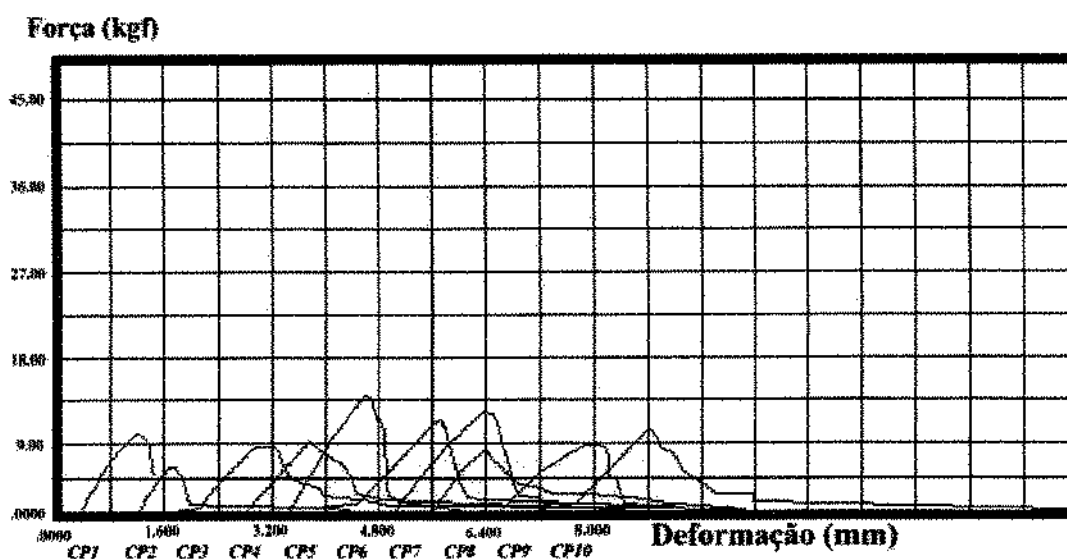


Tabela 10.1.2 Valores individuais de Força (Kgf), Tensão (MPa), Força de Ruptura e Tensão (Kgf/cm²) da base resiliente Dentuflex submetida à termociclagem.

Amostra	Força Máx. Força (kgf)	Força Máx. Tensão (MPa)	Ruptura Força (kgf)	Força Máx. Tensão (kgf/cm ²)
1	19.20	2.324	*	23.70
2	30.39	3.680	30.34	37.52
3	22.39	2.711	*	27.64
4	31.28	3.787	25.65	38.62
5	40.30	4.879	31.80	49.75
6	20.37	2.466	6.647	25.15
7	31.64	3.831	26.43	39.07
8	28.05	3.396	*	34.63
9	22.81	2.761	17.28	28.16
10	28.36	3.434	28.10	35.01

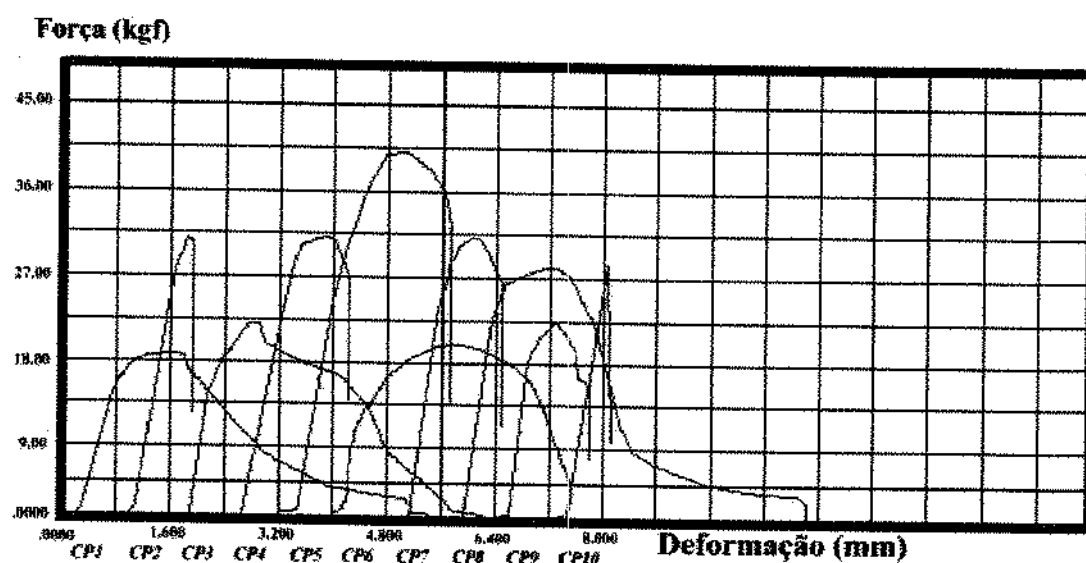


Tabela 10.1.3 Valores individuais de Força (Kgf), Tensão (MPa), Força de Ruptura e Tensão (Kgf/cm²) da base resiliente Ufi-Gel não submetida à termociclagem.

Amostra	Força Máx. Força (kgf)	Força Máx. Tensão (MPa)	Ruptura Força (kgf)	Força Máx. Tensão (kgf/cm ²)
1	2.372	0.287	*	2.928
2	1.981	0.239	*	2.446
3	2.326	0.281	*	2.872
4	3.164	0.383	*	3.906
5	3.190	0.386	*	3.938
6	2.783	0.336	*	3.435
7	3.108	0.376	*	3.838
8	2.818	0.341	*	3.480
9	2.480	0.300	*	3.061
10	2.536	0.303	*	3.089

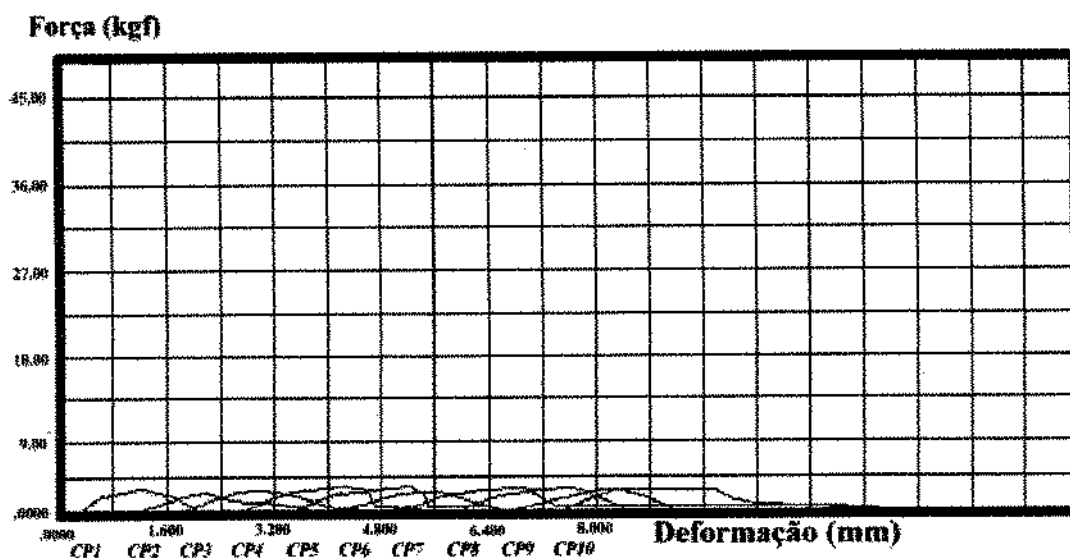


Tabela 10.1.4. Valores individuais de Força (Kgf), Tensão (MPa), Força de Ruptura e Tensão (Kgf/cm²) da base resiliente Ufi-Gel submetida à termociclagem.

Amostra	Força Máx. Força (kgf)	Força Máx. Tensão (MPa)	Ruptura Força (kgf)	Força Máx. Tensão (kgf/cm ²)
1	1.658	0.200	*	2.048
2	2.072	0.250	*	2.558
3	1.831	0.221	*	2.261
4	1.056	0.127	*	1.303
5	1.997	0.241	*	2.466
6	1.059	0.128	*	1.307
7	1.916	0.232	*	2.365
8	2.092	0.253	*	2.583
9 @	0.224	0.027	*	0.277
10	1.714	0.207	*	2.116

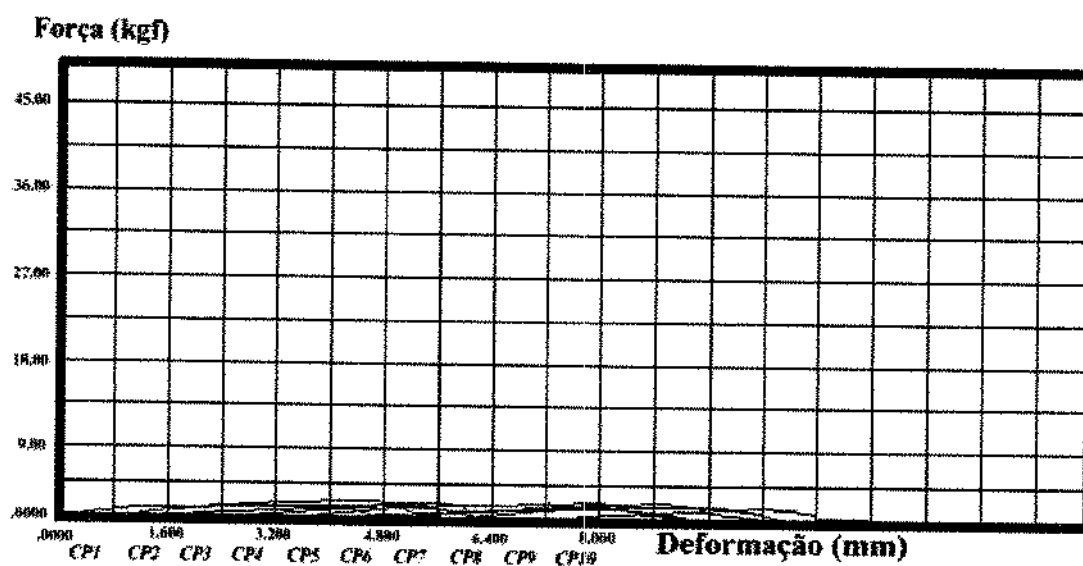


Tabela 10.1.5. Valores individuais de Força (Kgf), Tensão (MPa), Força de Ruptura e Tensão (Kgf/cm²) da base resiliente Eversoft não submetida à termociclagem.

Amostra	Força Máx. Força (kgf)	Força Máx. Tensão (MPa)	Ruptura Força (kgf)	Força Máx. Tensão (kgf/cm ²)
1	4.034	0.488	*	4.980
2	3.887	0.470	*	4.799
3	4.151	0.502	*	5.125
4	4.953	0.599	*	6.114
5	3.842	0.465	*	4.743
6	4.874	0.590	*	6.018
7	4.311	0.521	*	5.322
8	3.982	0.482	*	4.916
9	3.542	0.428	*	4.373
10	3.460	0.418	*	4.272

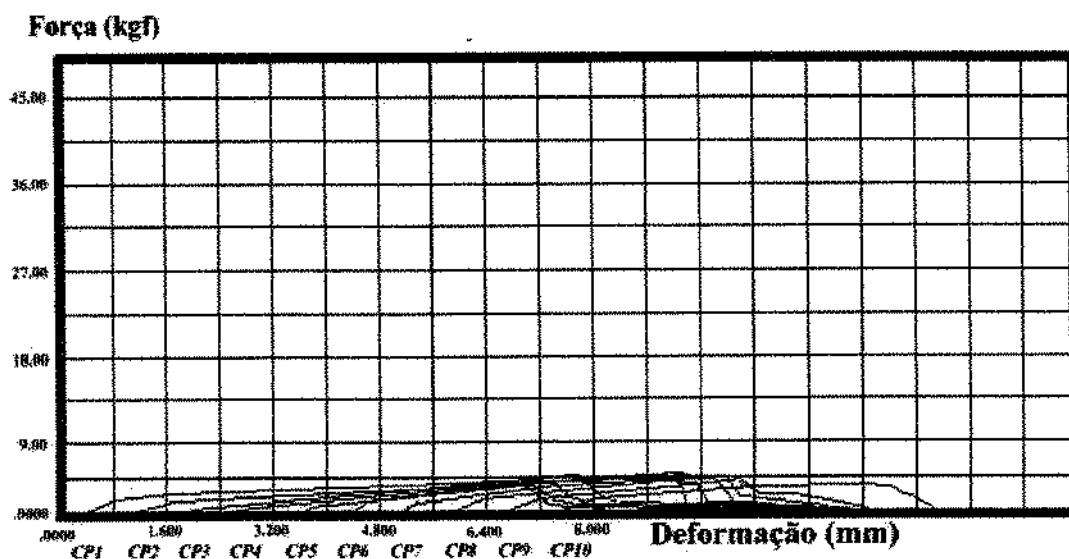
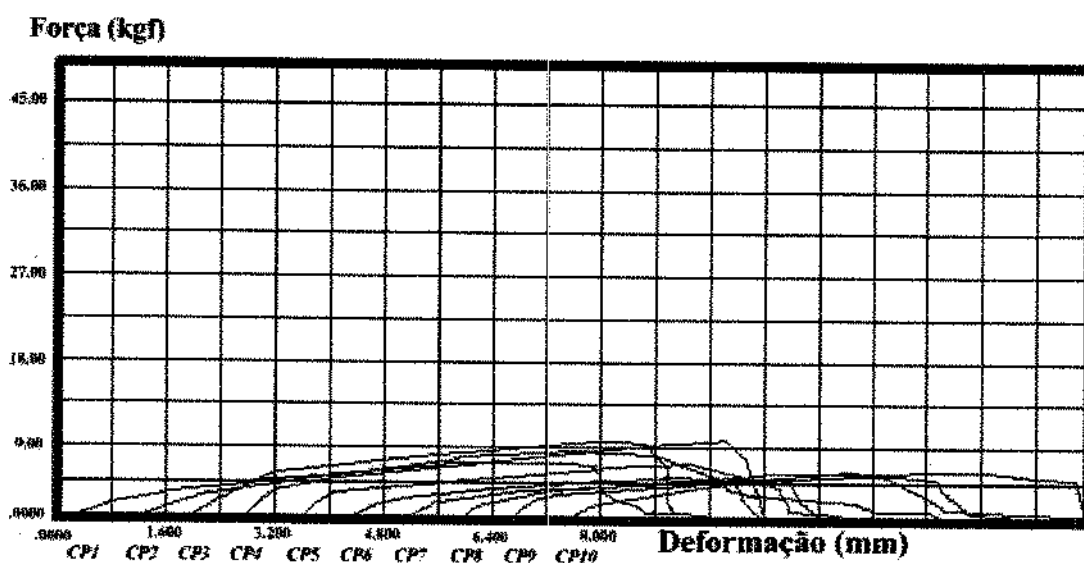


Tabela 10.1.6. Valores individuais de Força (Kgf), Tensão (MPa), Força de Ruptura e Tensão (Kgf/cm^2) da base resiliente Eversoft submetida à termociclagem.

Amostra	Força Máx. Força (kgf)	Força Máx. Tensão (MPa)	Ruptura Força (kgf)	Força Máx. Tensão (kgf/cm^2)
1	6.364	0.770	*	7.856
2	7.377	0.893	*	9.107
3	9.814	1.188	*	12.12
4	9.801	1.187	*	12.10
5	6.344	0.768	*	7.832
6	5.471	0.662	*	6.754
7	5.797	0.701	*	7.156
8	5.683	0.688	*	7.015
9	4.536	0.549	*	5.599
10	6.233	0.754	*	7.695



DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: RESISTÊNCIA A TRAÇÃO
OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	TRATAM.

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB>F
MATERIAL	2	45.7715730	22.8857865	277.3848	0.00001
TRATAM.	1	9.0944906	9.0944906	110.2288	0.00001
MAT*TRAT.	2	14.6785019	7.3392510	88.9546	0.00001
RESÍDUO	53	4.3727938	0.0825055		
TOTAL	58	73.9173593			

MÉDIA GERAL = 1.075029

COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 26.719%

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CADA MATERIAL

NUM ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Dentuflex	20	2.259835	2.259835	a	A
2	3	Eversoft	20	0.656525	0.656525	b	B
3	2	Ufi-gel	20	0.254975	0.254975	c	C

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO D.M.S. 5% = 0.22113 - D.M.S. 1% = 0.27926

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CADA MATERIAL DENTRO DE
FATOR DE TRATAMENTO COM CICLAGEM TÉRMICA**

NUM ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Dentuflex	10	3.326900	3.326900	a	A
2	3	Eversoft	10	0.816240	0.816240	b	B
3	2	Ufi-gel	10	0.186400	0.186400	c	C

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE CADA MATERIAL DENTRO DE
FATOR DE TRATAMENTO SEM CICLAGEM TÉRMICA**

NUM ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Dentuflex	10	1.192770	1.192770	a	A
2	3	Eversoft	10	0.496810	0.496810	b	B
3	2	Ufi-gel	10	0.323550	0.323550	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO D.M.S. 5% = 0.31272 - D.M.S. 1% = 0.39493

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO

NUM ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Ciclado	30	1.443180	1.443180	a	A
2	2	Não Ciclado	30	0.671043	0.671043	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO D.M.S. 5% = 0.15022 - D.M.S. 1% = 0.19996

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE
DENTUFLEX DO FATOR MATERIAL**

NUM ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Ciclado	10	3.326900	3.326900	a	A
2	2	Não Ciclado	10	1.192770	1.192770	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE UFI-GEL
DO FATOR MATERIAL

NUM ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Ciclado	10	0.323550	0.323550	a	A
2	2	Não Ciclado	10	0.186400	0.186400	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE TRATAMENTO DENTRO DE
EVERSOFT DO FATOR MATERIAL

NUM ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Ciclado	10	0.816240	0.816240	a	A
2	2	Não Ciclado	10	0.496810	0.496810	b	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO D.M.S. 5% = 0.26019 - D.M.S. 1% = 0.34634