

ROGÉRIO BRASILIENSE ELSEMANN

**ESTUDO DA MICROINFILTRAÇÃO NA INTERFACE
LOCALIZADA ENTRE A RESINA ACRÍLICA E O
MATERIAL RESILIENTE EM PRÓTESE TOTAL**

Dissertação apresentada ao Centro de Pesquisas
Odontológicas São Leopoldo Mandic, para
obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese dental

Campinas
2003

ROGÉRIO BRASILIENSE ELSEMANN

**ESTUDO DA MICROINFILTRAÇÃO NA INTERFACE
LOCALIZADA ENTRE A RESINA ACRÍLICA E O
MATERIAL RESILIENTE EM PRÓTESE TOTAL**

Dissertação apresentada ao Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese dental

Orientadora: Profa. Dra. Vânia Maria Aranha dos Santos

Campinas
2003

Apresentação da dissertação ao curso de mestrado em odontologia, subárea de prótese dental, em 12 de junho de 2003, à comissão examinadora constituída pelos professores doutores:

Profa. Dra. Vânia Maria Aranha dos Santos

Prof. Dr. Ricardo Tatsuo Inoue

Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun

DEDICATÓRIA

A minha esposa amada,
ESTELA, pelo seu amor, companheirismo e cumplicidade em todos os
momentos.

As minhas filhas queridas,
LETÍCIA e *JULIA*, por serem o motivo maior de todo o meu esforço.

Aos meus pais,
DANIEL e *JUPIRA*, pelo apoio, pelo exemplo.

A minha irmã,
RAQUEL, pelo carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A *DEUS*, Supremo Criador, pelo que fez, faz e fará por mim e por todos nós.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Profa. Dra. *VÂNIA MARIA ARANHA DOS SANTOS*, minha orientadora, por ensinar-me *o caminho*, como percorrê-lo e chegar ao fim.

AGRADECIMENTOS

Ao coordenador do curso de mestrado em prótese dental do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, Prof. Dr. *ARTÊMIO LUIZ ZANETTI*, por ter tornado possível este trabalho.

Ao presidente do centro de pós-graduação do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, Prof. Dr. *JOSÉ LUIZ CINTRA JUNQUEIRA*, pela sua eficácia e competência em gerir a instituição.

AGRADECIMENTOS

À equipe de professores do curso de mestrado em prótese dental do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic: Prof. Dr. *ANTÔNIO CARLOS MAURI FILHO*, Profa. Dra. *DALVA CRUZ LAGANÁ*, Prof. Dr. *EDUARDO ELVIRO FRONER*, Profa. *MIKIE FUKUMASU DA CUNHA*, Prof. *NEI HAMAOKA*, Prof. Dr. *PEDRO PAULO FELTRIN*, Profa. Dra. *RAQUEL VIRGÍNIA ZANETTI*, Prof. Dr. *RICARDO TATSUO INOUE*, Profa. *TANIA E SILVA PULICANO LACERDA*, Profa. *VÂNIA CRISTINA PINTAUDI AMORIM* e Prof. *YURI COVACIVC*.

Ao colega *FLAVIO QUEIROZ HENRIQUES*, grande amigo, pelo incentivo, troca de idéias e auxílio com o material de pesquisa.

“Todas as coisas cooperam para o bem daqueles que amam a Deus”.

Romanos 8:28

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES _____	11
RESUMO _____	12
1. INTRODUÇÃO _____	13
2. REVISÃO DA LITERATURA _____	17
3. PROPOSIÇÃO _____	80
4. DISCUSSÃO _____	81
5. CONCLUSÃO _____	111
ABSTRACT _____	113
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS _____	114
ANEXOS _____	127

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – Adesivo aplicado sobre a base rígida	95
FIGURA 2 – Adesivo entre os dois materiais	95
FIGURA 3 – Selante cobrindo toda a área da interface	96
FIGURA 4 – Visão interna da posição do selante o do adesivo	96
FIGURA 5 – Grade de moléculas	101

RESUMO

Os materiais resilientes ou macios para base de próteses totais são utilizados amplamente na clínica odontológica, proporcionando maior conforto aos pacientes que utilizam estas próteses. Contudo, a maioria das próteses totais reembasadas com materiais resilientes, não possui uma longevidade satisfatória por sofrerem diversos tipos de avarias, entre elas, a microinfiltração, muitas vezes impossibilitando a continuidade do seu uso devido ao descolamento do material macio forrador. Portanto, por meio do levantamento bibliográfico, foi possível discutir e concluir que vários fatores estão relacionados com o fenômeno da microinfiltração e que, a adição de uma película de adesivo e/ou aplicação de um produto selador na porção externa da interface localizada entre a base de resina acrílica e a parte macia do material resiliente, é capaz de diminuir os efeitos deletérios da microinfiltração, retardando o descolamento desse material, uma vez que esse fenômeno ocorre durante todo o tempo em que a prótese permanece exposta aos fluídos bucais. Verificou-se também que, nenhum dos materiais forradores resilientes disponíveis até o presente momento apresentam propriedades ideais de perfeita adesão à base rígida da prótese total que impeça a microinfiltração em sua interface.

1. INTRODUÇÃO

Desde que a história começou a relatar os passos da civilização humana, observou-se a necessidade do homem em cuidar de seus dentes e, na ausência destes, a necessidade de sua reposição, por motivos funcionais, estéticos, de status ou poder, faz com que, conhecimentos, materiais, equipamentos, tempo e investimento financeiro sejam empregados para solucionar estes problemas.

As próteses odontológicas apareceram como uma solução no intuito de devolver as funções que os dentes desempenhavam quando estavam presentes. As primeiras próteses totais surgiram com o intento de repor os dentes em um ou em ambos arcos edêntulos. Em 1728, Pierre Fauchard, chamado de o *Pai da Odontologia*, confeccionou um aparato conhecido hoje como a primeira prótese total (PINHEIRO, 2001). Muitos problemas foram solucionados, porém, outros surgiram com o uso de próteses totais.

Os esforços provocados pelos músculos que participam da mastigação são direcionados pela prótese aos tecidos que a suportam (PANDURIC *et al.*, 1998), produzindo lesões na fibromucosa de revestimento devido a má adaptação desta prótese às estruturas suportes, à compressão causada em determinadas áreas, à anatomia, bem como aos diferentes graus de resiliência da fibromucosa de um local para outro (EDUARDO, 1997).

Muitos materiais, antes das atuais resinas acrílicas, foram empregados como base de próteses totais, como a madeira, o osso, o marfim, a porcelana fundida, ligas metálicas, vulcanites, celulóides e baquelites (NEWLANDS, 1958). O vulcanite conferiu um grande progresso à prótese na primeira metade do século XX, por ser um material de fácil manipulação e mais barato, quando comparado aos demais materiais empregados (SWENSON & TRAPOZZANO, 1948). Porém, mesmo com a grande diversidade de materiais utilizados, nenhum deles apresentava qualidades que satisfizessem completamente os cirurgiões-dentistas ou os usuários das próteses.

A partir da década de 50, começou-se a utilizar com mais notoriedade os materiais forradores macios para base de prótese, principalmente as resinas acrílicas resilientes, com o intuito de dar alívio às compressões localizadas sobre os tecidos bucais, aumentando, assim, o conforto do paciente e diminuindo a possibilidade de trauma na fibromucosa. O propósito dos materiais resilientes é absorver parcialmente as tensões produzidas pela compressão da prótese total contra os tecidos basais durante a mastigação (ANUSAVICE, 1998). Feridas crônicas e dor persistente são as razões mais comumente relatadas para a necessidade do uso de uma base resiliente (SCHMIDT & SMITH, 1983).

Os pacientes edentados totais que apresentam o mucoperiósteo reduzido ou com seu grau de resiliência diminuída, poderão melhorar sua eficiência mastigatória e conforto utilizando próteses com base resiliente, a qual

irá contribuir com o aumento da retenção da prótese, pois o material resiliente da base reproduzirá o contorno e a forma de uma região rebaixada da superfície da mucosa coberta pelo aparelho protético (MACK, 1989).

Uma desvantagem do uso de bases resilientes é a diminuição da longevidade das próteses forradas com materiais macios. A falha na adesão entre os materiais resilientes reembasadores, confeccionados em silicone ou resina acrílica macia e, a base de resina acrílica rígida é uma situação clínica encontrada rotineiramente (STORER, 1962; AMIN *et al.*, 1981; KAWANO *et al.*, 1992; ANUSAVICE, 1998; KHAN *et al.*, 1989; EL-HADARY & DRUMMOND, 2000; BAYSAN *et al.*, 1998; WATERS & JAGGER, 1999; PINTO *et al.*, 2002), sendo apontada a microinfiltração como um dos principais fatores que influenciam no descolamento do forrador macio do material rígido da base da prótese (ANIL *et al.*, 2000).

Embora muitos pacientes tenham relatado sentirem-se confortáveis com a utilização de próteses totais reembasadas com forradores resilientes, o tempo de duração destas próteses tem sido um motivo desencorajador (WRIGHT, 1994). As pesquisas demonstraram que são freqüentes os descolamentos entre estes dois materiais nas próteses cujas bases são reembasadas com materiais resilientes (BATES & SMITH, 1965; SCHMIDT & SMITH, 1983; POLYZOIS *et al.*, 1991; AYDIN *et al.*, 1999; SANCHEZ, 1999), e que a principal causa destes descolamentos é a microinfiltração na

interface resina acrílica rígida e o material resiliente (ANIL *et al.*, 2000). Entretanto, muitos fatores estão envolvidos com o fenômeno da microinfiltração, contribuindo para retardar ou acelerar seu processo.

A literatura é carente de publicações que tenham investigado as causas deste tipo de falha que, quando ocorre, inviabiliza o uso da prótese. Portanto, é de suma importância prevenir ou minimizar estes descolamentos por meio de estudos e pesquisas que permitam uma compreensão melhor dos fatores envolvidos no fenômeno da microinfiltração que ocorre na interface entre materiais forradores resiliantes confeccionados em silicone ou resina acrílica macia e a base de resina acrílica rígida, para que se possa possibilitar a construção de próteses mais resistentes e longevas aos pacientes que necessitam de próteses totais forradas com material macio.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Realizou-se uma revisão da literatura com o intuito de investigar o fenômeno da microinfiltração localizada na interface entre o material forrador resiliente e a resina acrílica rígida de próteses totais.

SOUZA (1926), explicou a confecção do vulcanite com a seguinte composição: borracha dissolvida em nafta ou terebentina, acrescida de enxofre e corantes, como o sulfureto de mercúrio; e salientou que, em 1854, o cirurgião-dentista Nink, auxiliado por Wanderling, fabricante de artefatos de borracha, obtiveram as primeiras próteses totais com base em vulcanite.

ALVAREZ *et al.* (1946), apresentaram as principais indicações do uso das resinas acrílicas elásticas para próteses totais e parciais como reembasamento total da base da prótese, para que servisse como: um amortecedor; borda periférica macia, e como uma base elástica sobre a rafe palatina e os orifícios palatinos anteriores e posteriores.

SWENSON & TRAPOZZANO (1948), publicaram um livro sobre próteses totais no qual descreveram o sucesso dos vulcanites, durante um longo período, como base de próteses. Desde que Nelson Goodyear, em 1851, introduziu o vulcanite na Odontologia, esse conferiu um grande progresso à prótese por ser um material de mais fácil manipulação e mais barato em relação aos demais materiais empregados naquele período.

McGREGOR (1954), escreveu um manual prático sobre o uso dos silicones e definiu silicone como um composto sintético contendo elementos de sílica, oxigênio e grupos orgânicos, onde a quantidade de sílica presente pode afetar mensuravelmente as propriedades. O autor citou os primeiros pesquisadores que contribuíram para a evolução do silicone: Johan van Helmont (1577 – 1644), Robert Boyle (1627 – 1691), Stahl (1660 – 1734), Caven Dish (1731 – 1810), Priestley (1733 – 1804), Scheele (1742 – 1786), que em 1771 produziu em seu laboratório um composto muito próximo a sílica, Sir Humphry Dary (1778 – 1829), Johann Berzelius (1779 – 1848), Friedrich Wöhler (1800 – 1882) e Charles Friedel (18__ - 1898). Entre os anos de 1900 e 1940, destacaram-se as pesquisas de Alfred Stock e de F. S. Kipping. Em 1945 duas grandes empresas que trabalhavam no setor químico, a Dow Corning Corporation e a General Electric Company, anunciaram pela primeira vez, o desenvolvimento de uma borracha de silicone.

NEWLANDS (1958), em seu livro sobre materiais dentários, fez referência a antigos materiais utilizados como base de próteses totais, confeccionadas em madeira, osso, marfim e porcelana fundida. O autor relatou que em 1958 as bases de ligas de metal, os vulcanites, os celulóides e as baquelites ainda estavam sendo usados. Porém, com o avanço das pesquisas, estes materiais foram gradativamente sendo substituídos pelas resinas acrílicas, vinílicas e metacrílicas, pelas proximidades do ano de 1940.

CRAIG & GIBBONS (1961), realizaram um estudo com dez materiais resilientes para base de prótese, com o intuito de avaliar a dureza, a alteração do peso, a resistência ao rasgamento, e a estabilidade da cor. Os ensaios de resistência da união apresentaram diminuição nos valores apresentados, quando as amostras foram armazenadas em água, pois as amostras endureceram e perderam sua plasticidade.

STORER (1962), investigou por seis anos o comportamento clínico de 14 materiais forradores resilientes para base de próteses em 295 pacientes. Após este período, concluiu que os materiais à base de silicone conservaram muito bem sua resiliência, mas o acúmulo de detritos sobre a peça exigiu uma higienização eficaz, cujo escovamento contribuiu para o desgaste da superfície macia. Este autor observou também, que o meio oral, especialmente pela presença da saliva, foi responsável por uma deterioração mais rápida de alguns materiais, prejudicando tanto a adesão quanto a resistência à abrasão. Nos locais onde foi menor a adesão, o autor sugeriu que a linha do forrador fique de 1 a 2mm de distância da borda da prótese. Em suas conclusões, o autor comentou que os resultados de dureza e de volume encontrados em sua pesquisa clínica não foram os mesmos encontrados em pesquisas laboratoriais e atribuiu à saliva o efeito adverso na força de adesão e na resistência à abrasão. E afirmou também que, pequenas áreas em que existiram falhas de adesão estão continuamente imersas em saliva, existindo assim a probabilidade de ocorrer uma falha mais extensa.

BATES & SMITH (1965), realizaram testes laboratoriais e clínicos em materiais forradores resilientes para o uso indireto em prótese total e afirmaram ser essencial que estes materiais sejam atóxicos, não irritantes, tenham maciez permanente, de cor estável, não manchem, sejam insípidos, resistentes à abrasão, estéticos, dimensionalmente estáveis, possuam boa adesão a base da prótese, baixa absorção de água, boa durabilidade e permitam o uso de uma técnica simples. Nos testes clínicos foram examinados 89 pacientes em intervalos de nove meses num período de três anos. Em suas avaliações os autores observaram que a adesão completa em toda a superfície da base não foi alcançada com os silicões autopolimerizáveis, quando os espécimes foram observados em exame microscópico os materiais resilientes a base de resina acrílica mostraram uma demarcação mais definida, enquanto que os silicões autopolimerizáveis mostraram uma separação real onde a adesão foi deficiente. Esta falha no que se refere à adesão homogênea sobre toda a superfície irregular sob as condições mais simples de testes laboratoriais, foi observada em todos os espécimes de silicone autopolimerizável.

CARLSSON *et al.* (1967), examinaram 182 pacientes portadores de próteses totais por um período de quatro anos após o tratamento protético ter sido concluído, com o objetivo de investigar o relacionamento entre a apreciação da prótese e os diversos fatores sociais, e também com o estado geral da saúde dos pacientes. Em suas conclusões, os autores afirmaram que o resultado

estético, a retenção e a sensação de segurança são os fatores mais associados à satisfação com as próteses totais.

WOELFEL & PAFFENBARGER (1968), realizaram uma pesquisa clínica com 13 pacientes utilizando 24 próteses totais durante sete anos. Após este período de tempo todas as próteses foram reembasadas com o silicone Silastic 390. Este material foi citado pelos autores como o único silicone resiliente forrador de próteses, produzido e vendido nos Estados Unidos da América, em 1968. Em suas observações, os pesquisadores constataram após 18 meses de utilização das próteses, a presença de áreas circulares esbranquiçadas na superfície de 21 das 24 peças, identificadas pelo *National Institute of Dental Research* como sendo colônias de *Candida albicans*. Foi observado também, que o material forrador macio não aderiu à base acrílica no limite periférico da interface entre os materiais.

KELLY (1969), realizou testes em uma máquina capaz de simular os movimentos da mastigação, induzindo uma prótese total à fratura, por fadiga, devido aos movimentos repetitivos de flexão, na qual utilizou espécimes cobertos com material forrador resiliente. O autor afirmou que a fratura por fadiga é um problema real e bastante comum em próteses totais, especialmente as que estiveram forradas com materiais macios, não somente por possuírem uma parte mais flexível, mas também, porque este procedimento diminui o volume do material não resiliente. Com o intuito de evitar o problema da fadiga

por flexão, o autor citou três precauções, que deveriam ser utilizadas: 1 – o uso de resinas termocuradas, por serem mais resistentes a este tipo de falha; 2 – o uso de polímeros com grânulos finos, pois aumenta a resistência à flexão e 3 – evitar concentradores de cargas, como os alívios nas bordas para posicionamento do freio labial.

McCABE (1976), realizou uma análise dos materiais forradores resilientes quanto as suas composições e estruturas e afirmou que os materiais acrílicos macios poderiam ser classificados em dois grupos: os que em seu componente líquido contém monômero em sua composição química, o que de fato lhes confere propriedades químicas de condicionadores de tecidos; e aqueles acrílicos convencionais que diferem na quantidade de plasticizante, no tipo de monômero acrílico usado no componente líquido e na natureza do componente polimérico. Os materiais macios estão disponíveis comercialmente na categoria dos acrílicos e também dos silicones, que são, basicamente, polidimetilsiloxanos, os quais em cadeias cruzadas, formam uma borracha com propriedades elásticas muito boas.

WRIGHT (1976), analisou o *status* dos materiais resilientes em prótese e afirmou em seu estudo que embora os materiais forradores resilientes fossem inadequados para o que se propunham, eles estavam muito difundidos e eram comumente usados em pacientes que não eram capazes de tolerar as pressões transmitidas pela prótese ao rebordo edêntulo da mucosa que suporta

este aparelho. Concluiu que o material ideal seria aquele com a complacência permanente que as borrachas de silicone apresentam, com a força de adesão dos acrílicos resilientes.

Em 1977, LOUKA *et al.*, analisaram dois métodos de tratamento de superfície de próteses forradas com materiais macios, a fim de melhorar sua capacidade de molhamento. O primeiro consistia no pincelamento de uma fina camada de sílica sobre a superfície das próteses, e o segundo, apenas modificava o tratamento de descarga do vácuo, onde as superfícies foram previamente submetidas a um tratamento por ligação cruzada com gases inertes ativos. Em suas conclusões, os autores afirmaram que ambos os métodos foram pouco eficazes, pois o efeito não durou mais do que duas semanas. Também foi observado que a maciez não foi alterada em nenhum grau significativo.

MÄKILÄ & HONKA (1979), realizaram um estudo clínico com 37 próteses totais inferiores forradas com base de silicone Molloplast B durante trinta meses. Em suas observações, os autores constataram que houve uma deficiência na adesão em 22% dos casos, a higiene foi deficiente em 61% e houve crescimento fúngico em 81% das próteses, e afirmaram que, talvez, a principal desvantagem dos materiais forradores macios para base de próteses totais seja a dificuldade de mantê-los limpos.

AYDINLIK & AKAY (1980), realizaram um estudo com o propósito de investigar o efeito dos forradores resilientes em próteses parciais removíveis,

quanto a distribuição da carga no osso mandibular. Foi construído um modelo bi-dimensional em elementos finitos, de uma mandíbula e foram realizadas análises com cargas em modelos, com forrador resiliente e sem material macio. Os autores observaram que os resultados da análise bi-dimensional por elementos finitos, indicaram que o forrador resiliente na base da prótese parcial removível pode atuar efetivamente “absorvendo” impactos e pode diminuir a reabsorção óssea do rebordo alveolar. Os autores afirmaram também, que a distribuição das cargas oclusais foi mais uniforme e que o deslocamento vertical do osso alveolar foi menor, quando foram utilizados forradores resilientes.

AMIN *et al.* (1981), investigaram, por meio da microscopia eletrônica de varredura, quatro materiais resilientes forradores para base de prótese total, os quais possuíam composições químicas diferentes. O tema mais relevante desta investigação foi a natureza da adesão na interface entre os forradores macios e a resina rígida da base da prótese. Os espécimes utilizados nesta investigação foram armazenados em água à 37°C, a fim de simular as condições clínicas, e após quatro meses de imersão, foram submetidos a testes mecânicos para avaliar e registrar a capacidade de adesão dos forradores. Os autores concluíram que a adesão dos materiais depende de suas composições químicas, de suas propriedades físicas e do modo de polimerização. Afirmaram, também, que a maior adesão ocorreu nos espécimes com resina acrílica termopolimerizada como base, e como forrador, a resina acrílica termocurada

resiliente; e tornar ásperas as superfícies da base acrílica antes da aplicação do material forrador, provoca um efeito de enfraquecimento da adesão.

Um novo método para avaliação da infiltração e penetração marginal foi desenvolvido por DELIVANIS & CHAPMANN (1982), que utilizaram uma técnica eletroquímica empregando uma resistência amperimétrica com valor zero. Os resultados quantitativos podem ser obtidos rapidamente por um longo período de tempo. A pesquisa destes autores comparou a confiabilidade deste método de avaliar a infiltração, com as técnicas da autoradiografia e da penetração de corantes. O método eletroquímico apresentou a vantagem de expressar seus resultados em valores quantitativos, o que permite que os resultados sejam comparados com outros estudos. Os autores ainda afirmaram, que existem certos fatores que afetam os testes da autoradiografia, como a escolha do isótopo, a distância da fonte geradora do Rx até a emulsão e o tempo de exposição do filme. Sugeriram também, ser impossível obter medições quantitativamente objetivas, pois as medições são baseadas em julgamentos subjetivos. Diferentes graus de infiltração são assinalados numericamente na tentativa de definir escalas relativas para vários padrões de penetração no teste com dentes. A comparação com outros estudos é impossível, especialmente pelo fato de o tempo de exposição do dente a solução radioisotópica varia de um estudo para o outro.

SCHMIDT & SMITH (1983), realizaram um estudo retrospectivo de 6 anos no comportamento do silicone resiliente Molloplast B em aproximadamente 40 pacientes. Os microorganismos encontrados pelo exame realizado com um aumento de 400 vezes de microscópio, foram classificados em 3 grupos diferentes. Fungos foram confirmados quando alguma fermentação foi observada. A colônia foi classificada pertencendo ao gênero *Candida* se pseudomicelia ou blastósporos estavam presentes e foi classificada como *Candida albicans*, se estavam presentes germes em tubo ou blastósporos. Algum grau de separação entre o silicone e a resina acrílica rígida foi observado em 20% dos casos, porém os autores consideraram que 92% das próteses totais estavam aptas para o uso após 6 anos. Em suas conclusões, os autores afirmaram que o Molloplast B não era um forrador temporário, mas que pode permanecer em uso por um período competitivo com as resinas rígidas para base de prótese, pois todos os forradores macios estavam em bom estado após quatro anos e 83% ainda permaneciam em uso após seis anos em boca.

JACOBSON & KROL (1983), baseados em suas pesquisas, publicaram uma revisão a respeito do suporte das próteses totais, onde afirmaram que os cirurgiões-dentistas deveriam basear suas técnicas na compreensão dos aspectos biológicos do relacionamento entre a base da prótese e os tecidos de suporte. Estes tecidos deveriam ser capazes de tolerar as cargas funcionais sem provocar desconforto ao paciente. As regiões anatômicas que fazem um suporte primário deveriam ter um contato positivo com a base da

prótese, e aquelas áreas que são menos resistentes às alterações em longo prazo ou incapazes de tolerar o esforço, deveriam ser aliviadas do contato excessivo.

BRADEN & WRIGHT (1983), realizaram uma pesquisa *in vitro* com 11 materiais resilientes para base de próteses, com o intuito de se investigar o comportamento destes produtos quanto a sua absorção e solubilidade em água. Observaram que os silicones termocurados possuíam um comportamento melhor, absorvendo pouca quantidade de água, quando comparados com os silicones que tinham cura em temperatura ambiente pela ação de agentes químicos. Os autores concluíram que o efeito mais importante da absorção e solubilidade dos forradores resilientes é a estabilidade dimensional e a complacência do material. De acordo com a opinião destes pesquisadores, um material ideal seria insolúvel, de baixa absorção de água e não teria suas propriedades físicas alteradas; porém, reconhecem que a adesão dos materiais à base de poli (metacrilato de metila) pode ainda ser afetada pela água, mesmo sendo a absorção baixa, se a taxa de difusão de água nesse material for alta.

WRIGHT *et al.* (1985), avaliaram 53 pacientes portadores de próteses totais inferiores forradas com materiais macios para base de próteses, nos quais foram identificadas nove espécies de *Candida*, uma espécie de *Trichosporon* e uma de *Sacharomyces*. Embora estas leveduras são mais frequentes colonizadores de materiais forradores macios em relação às superfícies das

próteses convencionais com resinas rígidas, a presença destes microorganismos não afetou significativamente o material forrador macio.

STAFFORD *et al.* (1986), realizaram uma pesquisa comparando as propriedades de um material para base de prótese total: o nylon 12 com alguns materiais de base convencionais e um nylon 12 com 50% de esferas de vidro, material comercialmente disponível. Foram medidas e discutidas as forças de impacto, a resistência à flexão, as propriedades de dureza de superfície, de deformação por compressão, de resistência à fratura, de temperatura de transição do vidro, de absorção de água, e de precisão dimensional. Os testes indicaram que a força do nylon 12 foi consideravelmente maior do que os outros polímeros testados. Portanto, esse material é particularmente útil em casos onde as próteses totais mostram repetidas fraturas inexplicáveis, e em casos de pacientes que demonstram alergia ao poli (metacrilato de metila). A flexibilidade pode ser uma desvantagem, porém, os pacientes não reclamaram disto, ao contrário, comentaram que o nylon aumentou o conforto no uso de suas próteses. Além disso, foi observado que as esferas de vidro enrijeceram o nylon.

FELTRIN (1986), em sua investigação para a elaboração da dissertação de mestrado, analisou as condições da mucosa oral em pacientes portadores de próteses totais mucosuportadas e correlacionou as lesões encontradas com possíveis falhas técnicas na confecção destas próteses. O grau destas lesões variou desde pequenas reações inflamatórias até formações

hiperplásicas. Em seus resultados, o autor encontrou 118 lesões em 100 pacientes examinados, totalizando 93% dos pacientes que possuíam uma ou mais lesões em suas mucosas que suportavam próteses totais.

WALTON (1987), afirmou que existem muitas metodologias empregadas para avaliar a microinfiltração e que estas possuem limitações, por usarem técnicas que dependem da situação, de um objetivo específico ou da tecnologia disponível na instituição ou no laboratório o qual foi utilizado para a pesquisa. Obviamente, diferentes maneiras de realizar a avaliação podem produzir diferentes resultados. Seria de grande utilidade a padronização dos métodos experimentais para avaliar a microinfiltração.

RETIEF (1987), realizou uma pesquisa investigando as técnicas adesivas com o intuito de avaliar quão eficazes são estes métodos para prevenir as microinfiltrações. Este autor citou a definição da palavra “adesão”, dada pela *American Society for Testing and Materials*: adesão é o fenômeno definido como o estado no qual duas superfícies estão unidas por forças interfaciais as quais podem consistir de forças químicas, forças interligantes (mecânicas), ou ambas. Em suas conclusões o autor afirmou que o ataque ácido eliminou eficazmente a microinfiltração das restaurações de resina composta, especialmente nos aspectos gengivais da restauração, desde que tenha suficiente superfície em esmalte.

KHAN *et al.* (1989), compararam a adesão de três materiais forradores resilientes, sendo um silicone: o Molloplast B (Kostner & Co., West Germany) e duas resinas acrílicas: a Esscheem (Eschem Div. of Leksi Inc., Essington, Pa.) e Tru-Soft (Harry J. Bosworth, Chicago Illinois), ao material para base de prótese total à base de resina: o Triad (Dentsply Int. Corp., York, Pa.). Foram construídas amostras cilíndricas da resina Triad e seccionadas para prover uma superfície plana para adesão, a qual foi asperizada e tratada com o agente adesivo Triad. Os forradores resilientes foram processados com a espessura de 3 mm, de acordo com as instruções dos fabricantes, e após esta etapa ter sido concluída, metade das amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 48 horas, e as demais por 30 dias. A força de resistência à tração foi determinada com o uso de uma máquina de teste Instron Universal nos três forradores resilientes. Os autores afirmaram que a força de adesão é muito importante, pois qualquer falha na adesão cria uma superfície potencial para o desenvolvimento de fungos e bactérias, o que formará acúmulo de placa bacteriana e tártaro. Isto poderia resultar em inflamação da mucosa e interferir com a função da prótese, especialmente em pacientes que foram submetidos à quimioterapia ou radioterapia. Nesta pesquisa, foi observado que todos os espécimes que foram testados após 48 horas de imersão falharam coesivamente, sendo que o Tru-Soft e o Molloplast B também apresentaram falha de coesão após 30 dias. Além disso, foi observado que, quando comparadas às forças necessárias para provocar as falhas entre 48 horas e 30 dias, houve diferenças

significativas para os materiais Tru-soft e Esschem, porém, o Molloplast B não apresentou valores tão distantes para as forças com maior e menor tempo de armazenamento. Este silicone mostrou os melhores resultados, sendo que a força necessária para produzir uma falha coesiva foi de 95 libras ou 43 quilogramas. Afirmaram também, que a força necessária para causar a ruptura entre a base e o forrador resiliente, foi sempre maior do que 21 libras ou 9,5 quilogramas. Os autores concluíram que o sucesso dos forradores resilientes depende muito de sua adesão à base da prótese, e que todos os materiais testados nesta pesquisa obtiveram resultados satisfatórios para o uso clínico.

MACK (1989), identificou fatores clínicos que precisariam ser revistos para que se avaliasse a necessidade e o provável sucesso de um material forrador macio para base de prótese. O autor citou indicações e desvantagens para a utilização de materiais macios como forradores. O autor afirmou também que o sucesso ou a falha de uma prótese total depende, não somente das propriedades físicas do material empregado, mas também, da compreensão da função pretendida deste grupo de produtos e das propriedades físicas e biológicas dos tecidos resilientes orais que suportam estas próteses.

McMORDIE & KING (1989), avaliaram três “primers” para determinar seus efeitos na força de adesão, quando Silastic 891 (Dow Corning Corp., Midland, Mich.), foi aderido ao poli (metacrilato de metila). Foram utilizados os “primers” A-4040, S-2260 e 1200, todos da Dow Corning Corp.

No grupo controle foi utilizado o Silastic 891 aderido à resina acrílica Lucitone 199, sem o uso de “primers”. Os resultados foram avaliados através do Student-t teste. Os autores afirmaram que houve um significativo aumento na força de união quando os “primers” foram usados e o maior aumento foi observado com o material Dow Corning A-4040. A falha de adesão foi sempre entre o silicone e a resina acrílica com os “primers” 1200 e S-2260. Quando o “primer” A-4040 foi usado, o silicone permaneceu aderido ao acrílico em sete dos dez espécimes.

Três agentes de união foram avaliados por POLYZOIS *et al.* (1991), com o intuito de verificarem-se os efeitos da força de adesão, entre dois silicones faciais elastoméricos: Silskin II e Cosmesil SM4, polimerizados a uma resina foto-ativada para base de prótese. Todos os espécimes preparados foram posicionados dentro de um forno a 50°C, um grupo por 30 dias e outro grupo por 120 dias, para investigar o efeito do calor intensivo de envelhecimento na força de adesão. Os autores observaram que o agente de união à base de silano mostrou ser superior quanto a adesão, enquanto que o agente de união fotoativado teve características adesivas inferiores. Observaram que nenhum estudo havia sido realizado com resinas fotopolimerizáveis combinadas com silicone facial elastomérico, ou os problemas relacionados com a adesão destes materiais. Os resultados dessa pesquisa foram avaliados usando análise de variância (ANOVA), e o teste de Tukey HDS. Em suas conclusões, os autores afirmaram que quase todos os espécimes falharam adesivamente depois de cento e vinte dias de envelhecimento, exceto para três espécimes que falharam

coesivamente; e afirmam, ainda, que o calor do envelhecimento dos três agentes de adesão usados neste estudo entre uma resina fotopolimerizável e dois silicones faciais elastoméricos não tiveram efeito substancial em sua força de adesão.

Com o intuito de analisar as condições de higiene oral de pacientes portadores de prótese total, PARANHOS *et al.* (1991), examinaram 112 pacientes que estavam sendo atendidos na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, São Paulo. Os autores afirmaram que grande parte dos pacientes usuários de próteses totais permite o acúmulo de placa bacteriana, cálculos e pigmentações nas mesmas, trazendo como conseqüências clínicas o odor desagradável e a inflamação da mucosa oral. Os resultados desta pesquisa mostram que 84% dos pacientes entrevistados não receberam orientação quanto à higienização de suas próteses totais, porém, 93% utilizavam como agentes higienizadores a água, escova e dentífrício. Os autores afirmaram haver a necessidade de se conscientizar o cirurgião-dentista à orientar o paciente quanto à higienização do aparelho protético e os meios para promovê-la, utilizando a escova e dentífrícios efetivos.

PARANHOS *et al.* (1991), realizaram uma revisão da literatura com os materiais mais utilizados para limpeza de próteses totais, e citaram, também, alguns materiais que estavam sendo desenvolvidos com o propósito de se atualizar e auxiliar o cirurgião-dentista na orientação da higienização de próteses

totais. Em suas conclusões, os autores afirmaram que, tanto o profissional, quanto o paciente, deveriam estar cientes dos malefícios de uma higienização incorreta, cabendo aos usuários das próteses a responsabilidade de manter seus aparelhos protéticos limpos, porém, seria obrigação do cirurgião-dentista manter, instruir o paciente e prover os meios e métodos de controle de placa bacteriana.

TAYLOR & LYNCH (1992), realizaram uma revisão crítica de técnicas usadas para avaliar microinfiltrações em restaurações dentais. Estas técnicas incluíram o uso de bactérias, ar comprimido, marcadores químicos, marcadores radioativos, microscopia eletrônica de varredura e a imersão em agentes corantes. Os autores afirmaram que houve ampla variação entre as técnicas avaliadas e que os métodos utilizados pelos pesquisadores apresentavam vantagens e desvantagens para mostrar a infiltração entre os materiais restauradores e os dentes, porém as principais conclusões foram: não haver um método padronizado para avaliar a microinfiltração, impossibilitando comparações entre os resultados das diferentes pesquisas e que os sistemas de escore desenvolvidos para quantificar o grau de microinfiltração estavam baseados em dados subjetivos, o que também inviabilizavam comparações.

POLYZOIS (1992), comparou a força adesiva de três materiais resilientes forradores de base de próteses com diferentes composições químicas, quando aderidos à base de resina fotoativada. A força adesiva ao cisalhamento

foi avaliada usando um simples modelo de juntas sobrepostas. Três diferentes agentes adesivos foram empregados e o efeito da água na força de adesão foi avaliado por uma série de espécimes testados após o armazenamento por quatro meses. Os resultados foram analisados por dois métodos: análise de variância (ANOVA), e Tukey's HSD para múltiplas comparações e mostraram que todos os materiais forradores foram aceitáveis para o uso clínico e que o armazenamento em água reduz as propriedades adesivas dos materiais resilientes às bases rígidas fotoativadas. O autor verificou que as propriedades adesivas dos materiais resilientes à base de resina fotoativada, possuíam diferentes características adesivas, e que dependiam das propriedades químicas, físicas, do modo de polimerização e do agente de união usado. Os resultados desta pesquisa mostraram que a força de adesão foi reduzida após a armazenagem com imersão em água por quatro meses. Este investigador afirmou ainda, que os materiais resilientes só poderiam ser testados em condições reais, clinicamente.

KAWANO *et al.* (1992), avaliaram a força de adesão de seis materiais forradores resilientes (Prolastic, Vina Soft, Flexor, Super Soft, Novus, Molloplast B e Bonded Novus), disponíveis comercialmente, ao poli (metacrilato de metila), resina rígida da base de prótese, através de um teste de tração de duas fases. Os autores afirmaram que a força de adesão dos forradores resilientes à base de poli (metacrilato de metila), é fraca e quando ocorre uma área de separação, esta interface poderá ser uma área de difícil higienização e

não funcional. Em seus resultados, observaram que todos os materiais testados obtiveram valores maiores que o mínimo aceitável para uso clínico. Concluíram que o material com maior força de adesão (26,1 kg/cm²), foi o NOVUS quando utilizado com agente adesivo.

SINOBAD *et al.* (1992), realizaram uma pesquisa com o intuito de avaliar a força de adesão e a capacidade de resistir ao rasgamento, de três resinas resilientes (Coe-Soft, Coe Super Soft e a resina acrílica termocurada Vertex Soft), e duas bases de silicone (Molloplast B e Flexibase), os quais foram avaliados logo após estarem preparados e depois em 7 e 90 dias de imersão em água destilada. A primeira avaliação foi idealizada para medir a força necessária para descolar a base resiliente da base rígida da prótese, sob uma taxa de tensão controlada. Foram confeccionados espécimes de base rígida e de base resiliente, as quais foram sobrepostas de acordo com as instruções do fabricante e posteriormente testadas sob a força de descolamento em um aparelho de ensaio universal Instron. A segunda avaliação foi realizada para comparar a resistência ao rasgamento das bases resilientes selecionadas. Os espécimes confeccionados foram avaliados no equipamento Instron com uma velocidade de separação de 20 mm por minuto, registrando-se a força necessária para o rasgamento. Foi realizada também, a microscopia eletrônica de varredura da interface base resiliente e resina rígida. Quanto ao descolamento os autores analisaram a força de ruptura, e se esta ruptura foi adesiva ou coesiva. Os valores de adesão do Coe-Super Soft e Vertex Soft foram consideravelmente maiores em relação às

outras bases. Após imersão em água por sete dias todos os materiais apresentaram diminuição nos valores de resistência, e também após 90 dias, com exceção do Coe-Super Soft e do Coe Soft. A análise por meio da microscopia eletrônica de varredura mostrou que os materiais diferiram na interface entre a base rígida e a resiliente. A interface entre os polímeros de acrílico e a base rígida demonstrou uma linha indefinida, a qual não sofreu alteração após imersão em água. Em relação às bases de silicone, uma linha bem definida foi observada. A observação das condições da interface nos dois materiais sugeriu que houve penetração de água, afetando a adesão, porém esta propriedade ainda era maior do que a coesão, mesmo após a imersão por 90 dias. Os autores concluíram que nenhum dos materiais investigados exibiu propriedades ideais de resiliência permanente, ausência de absorção de água e perfeita adesão à base rígida da prótese.

JEPSON *et al.* (1993), realizaram um trabalho com o objetivo de desenvolver um método para monitorar as propriedades viscoelásticas dos materiais forradores resilientes, o qual estaria disponível para avaliações laboratoriais e clínicas. Foram utilizados neste estudo, três materiais diferentes: um acrílico temporário (Coe Soft), um acrílico permanente (Palasiv 62), e um silicone (Molloplast B), os quais foram estudados com o uso de uma sonda capaz de avaliar a força e a distância, pela qual foi mensurada a penetração em função do tempo sob constante tensão. Em suas conclusões, os autores afirmaram que o comportamento dos materiais foram similares para os

espécimes clínicos e laboratoriais, e que a resposta elástica do silicone foi descrita por uma guia constante de deformação que foi associada com uma penetração claramente menor do que a espessura do espécime. Também afirmaram que com o silicone houve uma pobre associação entre a aparente complacência e a espessura do espécime e que com a resina termocurada (permanente), a complacência foi fortemente associada com a espessura do material forrador.

BURNETT *et al.* (1993), investigaram o efeito das orientações verbais e escritas dadas a pacientes portadores de próteses totais quanto a higienização de suas próteses. Após seis meses, 68% do grupo inicial compareceu para novamente serem interrogados com a intenção de avaliar como estavam executando os procedimentos higienizadores que lhes foi orientado. Os resultados desta pesquisa mostraram que os pacientes após terem recebido orientações específicas para higienização das próteses, não apresentaram alteração significativa em seus hábitos de higiene após o tratamento.

KAWANO *et al.* (1993), examinaram a distribuição de tensões em materiais forradores macios e estruturas de suporte das próteses totais. Foram simuladas próteses sem forrador e com três configurações de forradores utilizando uma análise bidimensional de carga visco-elástica pelo método de elementos finitos. Em suas conclusões, os autores afirmaram que a intensidade de carga nas áreas que suportam as forças funcionais é diminuída quando é

utilizado um forrador macio. Também afirmaram que ocorre uma distribuição melhor destas cargas nas estruturas de suporte abaixo das próteses totais.

PHILLIPS (1993), afirmou ser o propósito dos materiais forradores macios permanentes, a capacidade de absorver parte da energia produzida pelos impactos mastigatórios, e que, de outra maneira, seria transmitida através da prótese total para os tecidos moles basais. O autor dividiu os forradores em: resina acrílica plastificada, resinas vinílicas, silicones borrachóides e outros polímeros, como: borrachas de poliuretano e polifosfazine. Afirmou que existiriam vários problemas relacionados com estes forradores macios, como por exemplo, a adesão adequada à base da prótese, especialmente no que se refere aos silicones. PHILLIPS, ainda ressaltou que os materiais reembasadores macios não eram inteiramente satisfatórios, e sugeriu que, estes materiais deveriam ser usados somente por tempo limitado e não por tempo indefinido.

DOOTZ *et al.* (1993), realizaram um estudo comparando a força de tensão, a porcentagem de alongação, a dureza, a força de resistência ao rasgamento e a energia de rasgamento de oito polímeros plasticizados ou copolímeros, dois silicones e um polifosfazeno fluorelastomérico. Os materiais testados foram: Verno Soft (Vernon-Benshoff Co., Albany, N. Y., EUA), Coe Super (Coe Company, Chicago, Illinois, EUA), Durasoft (Astron Dental, Whelling, Illinois, EUA), ProTech (Pro-Tech Inc. Dental Products Division, Centereach, N. Y., EUA), Justi Soft (Justi Products/American Tooth Industries,

Oxnard, California, EUA), Velvesoft (Oral Health U.S.A., Inc, Piscataway, N.J., EUA), Soft-Pak (General Dental Products, Elk Grove, Illinois, EUA), Flexor (Ticonium Co., Albany, N. Y., EUA), Prolastic (Young Dental, Maryland Heights, Mo. EUA), Molloplast B (Buffalo Dental Mfg. Co. Inc. Syosset, N. Y. EUA) e Novus (Hygenic Corp., Akron, Ohio, EUA). Os testes foram realizados após 24 horas de que as amostras estavam preparadas de acordo com as instruções dos fabricantes, e novamente testadas após 900 horas de envelhecimento acelerado no dispositivo Weather-Ometer, onde as amostras foram expostas ao xenônio ultravioleta e 90% de umidade relativa. Os dados indicaram uma gama muito ampla de propriedades físicas para os materiais resilientes e mostraram que o envelhecimento acelerado afetou dramaticamente as propriedades físicas e mecânicas de muitos dos elastômeros testados. Os resultados demonstraram que os silicones obtiveram os valores ligeiramente mais altos em relação à força de tensão, porcentagem mais alta de alongação e os valores menores de dureza Shore A, quando comparados com os outros materiais.

FRAUNHOFER & SICHINA (1994), avaliaram as propriedades físicas e viscoelásticas de dois materiais forradores resilientes, um a base de polifosfazeno (Novus), e o outro a base de silicone (Molloplast B). Os autores afirmaram que nos testes de absorção de água, o material a base de polifosfazeno exibiu altos valores para absorção, porém sem demonstrar inchaço, em contraste, exibiu baixos índices de solubilidade, o que indica que,

em imersão prolongada em água, este material perderia poucos componentes da matriz.

KAWANO *et al.* (1994), realizaram uma investigação com o intuito de se determinar a absorção e a solubilidade de 12 forradores macios para base de próteses totais: Verno Soft (Vernon-Benshoff Co., Albany, N. Y., EUA), Durasoft (Astron Dental, Whelling, Illinois, EUA), Super Soft (Coe Company, Chicago, Illinois, EUA), ProTech (Pro-Tech Inc. Dental Products Division, Centereach, N. Y., EUA), Justi Soft (Justi Products/American Tooth Industries, Oxnard, California, EUA), Velvesoft (Oral Health U.S.A., Inc, Piscataway, N.J., EUA), Soft-Pak (General Dental Products, Elk Grove, Illinois, EUA), Flexor (Ticonium Co., Albany, N. Y., EUA), VinaSoft (NuDansu Inc. Augusta, Ga., EUA), Prolastic (Young Dental, Maryland Heights, Mo. EUA), Molloplast B (Buffalo Dental Mfg. Co. Inc. Syosset, N. Y. EUA) e Novus (Hygenic Corp., Akron, Ohio, EUA). Os autores afirmaram não existir especificação da *American Dental Association* (ADA), para os revestimentos macios, e que, apenas por orientação, os testes de absorção e solubilidade foram realizados de acordo com a especificação 12 da ADA, para polímeros de base de próteses totais. Cinco amostras de cada material foram testadas nos períodos de sete dias, um mês, três meses, seis meses e um ano; estes dados foram coletados e analisados estatisticamente pelo método ANOVA e calculado pelo método Tukey, mostrando diferenças significativas entre os materiais em todos os intervalos de tempo. A estabilidade dos materiais por longo tempo depende da

amplitude da absorção e solubilidade do material forrador, propriedades acompanhadas por alteração volumétrica, infestação bacteriana, endurecimento e alteração de cor; as quais podem interferir no tempo de duração das próteses, reembasadas com materiais forradores resilientes. Em suas conclusões os autores observaram que após um ano de pesquisa, somente os materiais Molloplast B e o Prolastic tiveram os valores para absorção menor do que 0,8 mg/cm², que é o valor requerido pela ADA, após uma semana.

JEPSON *et al.* (1994), avaliaram clinicamente dois materiais macios forradores permanentes de bases de próteses totais em 44 pacientes edêntulos, os quais foram providos com forradores macios em suas próteses totais inferiores, utilizando acrílico para base Palasiv 62 (Kulzer & Co., Alemanha) ou o silicone Molloplast B (Kostner & Co., Alemanha), e foram avaliados a cada três meses de intervalo. Neste trabalho, os pesquisadores afirmaram que a indicação mais comum para o uso de forradores macios permanentes para aqueles pacientes que parecem ser incapazes de resistir às cargas funcionais e que reclamam de persistente desconforto nos tecidos abaixo de suas próteses. Afirmaram também, ter ocorrido freqüentemente, a deterioração da textura da superfície do Palasiv 62, e atribuíram este efeito à possível ação da flora oral. Os autores concluíram também que, a durabilidade do Palasiv 62 foi inadequada e a falha mais comumente encontrada foi a deterioração da superfície, com ou sem falha de adesão. E que o tempo médio da durabilidade do Molloplast B foi significativamente maior do que o do Palasiv 62. E assim, baseando-se nos

resultados obtidos, sugeriram que poucos benefícios seriam obtidos aumentando-se a espessura do material para mais do que dois milímetros e que, diminuindo esta espessura, aumentaria o tempo útil destes forradores.

ALDANA *et al.* (1994), avaliaram a resistência à flexão e a dureza de superfície de uma resina termopolimerizável e uma resina fotopolimerizável, ambas para base de prótese totais, após a contaminação por *Candida* e os regimes de tratamento para desinfecção. Os autores concluíram que os espécimes de resina termo polimerizada expostos a *Candida albicans* tiveram sua resistência à flexão diminuída. Concluíram, também, que o tratamento com Nistatin resultou numa significativa diminuição da dureza superficial.

WRIGHT (1994), desenvolveu um estudo durante nove anos com 60 pacientes portadores de próteses totais inferiores forradas com Molloplast B (Detax, Karl Huber GmbH & Co. KG, Ettlingen, Germany), onde a principal razão da escolha por uma base resiliente para suas próteses totais inferiores foi a presença crônica de ulcerações ou dor nos tecidos moles que sustentaram as próteses, quando confeccionadas com base acrílica convencional. Sendo que a freqüente necessidade de reposição do material macio sobre as bases das próteses, foi o maior motivo de insatisfação dos pacientes. Ao final deste estudo, somente 15 próteses estavam aptas a serem avaliadas em uma investigação longitudinal de nove anos, onde o silicone forrador destas bases foi investigado quanto à integridade física, detalhes da superfície, adesão a base da prótese, cor

e odor. Ocorreram seis descolamentos por falha na adesão entre o silicone e a base de resina rígida, totalizando 40% das próteses sob investigação.

NIKAWA *et al.* (1995), avaliaram 11 produtos comerciais higienizadores de próteses totais quanto à eficácia no combate contra a *Candida albicans* e a compatibilidade destes produtos com seis materiais forradores resilientes para base de próteses. Os autores afirmaram que um dos maiores problemas com os materiais resilientes forradores de próteses totais é a colonização e infecção da superfície por *Candida albicans*, e/ou outras espécies relacionadas, causando estomatites protéticas. Os resultados mostraram que, quanto à porosidade, todos os materiais forradores avaliados mostraram alterações na superfície, e que a quantidade da variação foi dependente do período e do tipo de higienizador e forrador macio avaliado.

PIETROKOVSKI *et al.* (1995), realizaram um amplo estudo em 610 pacientes residentes em quatro países, os quais freqüentavam clínicas particulares e governamentais de repouso para idosos nos Estados Unidos da América, no Peru, na Argentina e em Israel. Duzentos e quarenta e nove pacientes portadores de próteses totais superiores e inferiores foram examinados com o intuito de verificar o acúmulo de placa bacteriana nas superfícies protéticas. Os autores afirmaram que a maioria dos pacientes não consegue desenvolver com eficácia a higienização de suas próteses, especialmente aqueles que residem em clínicas pediátricas para idosos e que a maior porcentagem de

próteses limpas foram encontradas em uma clínica particular nos Estados Unidos da América, a qual possui uma clínica dentária completa dentro de sua instituição, com funcionários habilitados para promover os cuidados necessários. A principal conclusão deste trabalho é que a higienização das próteses totais e a eliminação da placa bacteriana têm sido uma função negligenciada pela maioria dos asilos e que pacientes, autoridades, pessoal auxiliar e os parentes dos pacientes idosos, não compreendem as necessidades especiais necessárias aos pacientes geriátricos e portadores de próteses totais.

Com o intuito de se analisar as condições de higiene oral de pacientes portadores de prótese total, e os produtos utilizados para este fim, JAGGER & HARRISON (1995), questionaram e examinaram cem pacientes, os quais eram atendidos pela University of Bristol Dental Hospital. Os autores afirmaram que grande parte dos pacientes usuários de próteses totais não sabe como higienizar suas próteses satisfatoriamente e que 46% reclamaram nunca terem recebido informações a respeito de higiene em prótese total. Afirmaram também, que o método de higienização mais utilizado pelos pacientes nesta pesquisa foi a escovação com pasta dentifrícia uma vez ao dia (12,5%) ou mais vezes (20%), devido às vantagens de ser um método simples e econômico, porém, se usado entusiasticamente ou com uma técnica incorreta de escovação, pode causar danos à base da prótese total.

WAGNER *et al.* (1995), avaliaram os efeitos do envelhecimento acelerado nas propriedades viscoelásticas dinâmicas de 12 materiais forradores macios: Verno Soft (Vernon-Benshoff Co., Albany, N. Y., EUA), VinaSoft (nuDansu, Inc., Augusta, Ga), Durosoft (Astron Dental, Whelling, Illinois, EUA), ProTech (Pro-Tech Inc. Dental Products Division, Centereach, N. Y., EUA), Justi Soft (Justi Products/American Tooth Industries, Oxnard, California, EUA), Velvesoft (Oral Health U.S.A., Inc, Piscataway, N.J., EUA), Soft-Pak (General Dental Products, Elk Grove, Illinois, EUA), Flexor (Ticonium Co., Albany, N. Y., EUA), Prolastic (Young Dental, Maryland Heights, Mo. EUA), Molloplast B (Buffalo Dental Mfg. Co. Inc. Syosset, N. Y. EUA), Novus (Hygenic Corp., Akron, Ohio, EUA), Super Soft (Coe Company, Chicago, Illinois, EUA). Os materiais foram processados de acordo com as instruções dos fabricantes. Cinco amostras de cada material foram testadas sem envelhecimento, outras cinco foram submetidas a 900 horas de envelhecimento acelerado no instrumento Weather-Ometer e posteriormente testadas com um viscoelastômetro dinâmico em três frequências e duas temperaturas. O efeito do envelhecimento sob o fator da umidificação foi variado entre os materiais testados, porém os silicones exibiram os menores valores para alteração nas propriedades viscoelásticas, devido ao envelhecimento acelerado. Os autores concluíram também, que o envelhecimento causou significativo aumento na umidificação de todos os materiais testados, com exceção ao silicone Prolastic.

WATERS *et al.* (1995), realizaram um estudo a respeito da capacidade de molhamento de cinco materiais macios para base de próteses totais, comparando-os com uma resina acrílica rígida. Os autores verificaram que a resina acrílica macia Coe-Supersoft (Coe Lab. Inc.), apresentou a melhor capacidade de molhamento dentre os materiais testados, o que deveria aumentar o conforto dos usuários. Os autores afirmaram também, que o silicone Flexibase (Flexico Developments Ltd.), com a menor tensão de superfície, deveria ser menos energeticamente susceptível ao acúmulo de placa bacteriana.

Em 1996, WILLIAMS *et al.*, examinaram e descreveram o comportamento de deformação de cinco materiais forradores resilientes, os quais foram submetidos a cargas cíclicas dinâmicas pelas forças aplicadas por um aparelho que simulou os movimentos mastigatórios. Em suas conclusões, os autores afirmaram que todos os materiais demonstraram um comportamento elástico, mas não demonstraram uma elasticidade perfeitamente linear. Também afirmaram que a força de compressão foi mais facilmente realizada sobre o material a base de polifosfazeno (Novus), e que esse material absorveu mais as cargas de energia mais altas, indicando que deveria suportar mais eficientemente as cargas sobre os tecidos suporte das próteses. Ainda concluíram que o material a base de silicone termocurado (Molloplast B), absorveu mais as cargas com baixa energia.

AL-ATHEL & JAGGER (1996a), compararam os testes de tração, cisalhamento, destacamento e força de adesão de um silicone macio, forrador de prótese total termocurado, aderido ao poli (metacrilato de metila), material da base da prótese. Os autores ressaltaram que as falhas na adesão não foram causadas somente pelas forças de tração, pois algumas forças de cisalhamento também são produzidas nos testes de tensão. Devido ao alto coeficiente de Poisson dos materiais resilientes de silicone, na qual ocorre uma redução de área de secção cruzada do material macio quando ele se estica depois da aplicação de uma carga de tração, enquanto a porção colada mantém sua área constante. Esta distensão provoca uma força de cisalhamento na margem da superfície colada e pode antecipar a falha do material por causa da concentração de forças na margem da adesão. Concluíram que a resistência da adesão entre o material macio e a base da prótese ao destacamento, é mais forte do que a resistência do material, pois todos os espécimes do grupo de teste de destacamento, tiveram falha coesiva. Os pesquisadores concluíram que a medida da resistência da adesão do Molloplast B ao poli (metacrilato de metila), foi afetada pelo tipo do método de teste.

AL-ATHEL & JAGGER (1996b), compararam a força de adesão e a resistência ao cisalhamento de três materiais forradores resilientes processados contra três resinas para base de próteses. Diferenças significativas foram observadas entre os resultados das forças de adesão e de resistência ao cisalhamento, encontrados pelos autores, que afirmaram que todos os espécimes

com o material Novus falharam adesivamente e os espécimes com Molloplast B falharam coesivamente. Os autores também afirmaram que como existe uma adesão química formada entre os forradores e a base da prótese, uma variação na estrutura química de polimerização das resinas, irá influenciar esta adesão.

NEVES (1996), realizou um estudo para a definição da composição de uma resina nacional, a base de etil-metil metacrilato, para ser usada como condicionador de tecidos. O material desenvolvido foi comparado com dois outros importados, comercialmente conhecidos como CoeSoft e Lynal, no que diz respeito a dureza e a absorção de energia de deformação, em função do tempo de armazenamento em água. Os resultados obtidos permitiram concluir que a resina nacional, ainda não comercializada, comportou-se bem, embora tenha sido mais sensível à manipulação que as outras, induzindo a incorporação de outros agentes em sua composição. Foi constatado também, que a dureza destes materiais aumenta com o tempo e que alguns se deterioram muito na presença de água. Devido às diferentes características entre as resinas estudadas, são feitas recomendações de uso conforme a especificidade de cada situação clínica.

KENG & LIM (1996), realizaram um estudo investigativo, na National University of Singapore, com 21 pacientes portadores de próteses totais superiores e inferiores, os quais foram aleatoriamente selecionados para esta pesquisa, cujo objetivo foi determinar a distribuição da placa bacteriana na

superfície de próteses totais. Os autores utilizaram uma escala modificada para a classificação da extensão da placa. Os resultados mostraram que os níveis de placa bacteriana foram significativamente maiores na superfície que entra em contato com a mucosa, do que nas superfícies polidas e nos dentes. Em suas conclusões, os autores afirmaram que quando foi utilizado somente o método de higienização que preconiza os higienizadores químicos de imersão, não foi obtida uma remoção satisfatória da placa bacteriana, sendo que somente 34% desta foi removida usando somente este método de higienização.

EDUARDO (1997), escreveu sobre os materiais macios usados para reembasamento de próteses totais, quer seja pelo método direto realizado no consultório pelo próprio cirurgião-dentista, quer seja pelo método indireto executado no laboratório pelo técnico em prótese dental; comentou, também, sobre os dois principais problemas da prótese total, especialmente a prótese mandibular: o desconforto e os ferimentos causados a fibromucosa de revestimento que suporta estas próteses, devido à má adaptação, à oclusão, à compressão em determinadas áreas, bem como à anatomia e à diferença de resiliência de um local para o outro.

JACOBSEN *et al.* (1997), realizaram um estudo onde reportaram as observações e os dados obtidos na avaliação do efeito da preparação de duas superfícies, na interface de adesão, de dois materiais forradores resilientes e um poli (metacrilato de metila), para base de próteses totais. Os testes foram

realizados com dois diferentes tipos de tratamento de superfície: jateamento com partículas de óxido de alumínio ou tratadas com laser (dióxido de carbono). Os resultados mostraram que após ambos os tratamentos realizados em três grupos diferentes de espécimes, houve uma redução significativa na força de adesão. Os autores concluíram que a preparação mecânica da superfície da base da prótese total, antes da aplicação do forrador resiliente, pode ser desnecessária ou até mesmo desvantajosa. Os autores afirmaram também, que as falhas adesivas entre o forrador macio e a base da prótese criam um ambiente para potencial desenvolvimento de bactérias e acelerada avaria no material resiliente, resultando na deterioração da prótese.

Foi avaliada a capacidade de adesão da *Candida albicans* a dois silicones experimentais forradores de bases de próteses totais e à resina acrílica termocurada, por WATERS *et al.* (1997), que afirmaram ser um problema clínico a colonização dos forradores macios para base de próteses. Os espécimes foram construídos em um modelo de aço inoxidável e suas energias superficiais foram determinadas com um analisador dinâmico de contato. Os resultados sugeriram que a aderência da *Candida albicans* aos materiais depende da tensão causada pelas variações superficiais das células de levedura. Entretanto, a mais significativa conclusão foi que a aderência da *Candida albicans* aos dois silicones experimentais foi significativamente menor quando comparada à resina acrílica rígida Trevalon (De Trey Division, Dentsply Ltda.), e ao silicone Molloplast B (Regneri GmbH and Co.).

COMIN (1997), avaliou após três e oito meses de utilização, as alterações físico-estruturais ocorridas com três materiais resilientes forradores, considerados como “permanentes” devido as suas indicações para uso prolongado. Em suas conclusões, o autor afirmou que o grupo das resinas macias, após os dois períodos de avaliação, sofreu um significativo aumento de sua dureza Shore A (endurecimento), porém, os espécimes do grupo dos silicones não alteraram significativamente sua dureza.

KAWANO *et al.* (1997a), avaliaram o efeito do envelhecimento na absorção de energia de quatro materiais forradores resilientes, disponíveis comercialmente (SuperSoft, Kurepeet-Dough, Molteno Soft e Molloplast B). Em suas conclusões, os autores afirmaram que o envelhecimento acelerado afetou favoravelmente a absorção de impacto para todos os materiais forradores testados.

KAWANO *et al.* (1997b), avaliaram a força de adesão de seis materiais resilientes forradores para base de próteses, comercialmente disponíveis, ao poli (metacrilato de metila) (PMMA), polimerizado e ao PMMA não polimerizado. Em suas conclusões, os autores afirmaram que todos os forradores aumentaram sua força de adesão, quando processados contra o PMMA polimerizado, exceto o material a base de polifosfazeno (Novus), pois sua força de adesão não alterou e o material a base de vinil (Vina Soft), que apresentou maior força de adesão quando processado contra o PMMA não

polimerizado. Os autores concluíram também, que a adesão pode ser influenciada pelo método de processamento.

DRUMMOND *et al.* (1997), relataram três casos clínicos de pacientes edêntulos portadores de próteses totais com base totalmente em silicone. Os autores afirmaram que, os pacientes totalmente edentados, com microstomia congênita ou adquirida, fibrose submucosa, ou que sofriam de restrição na abertura bucal por severa queimadura facial, poderiam ter nas próteses totais com base em resina acrílica rígida não apenas uma dificuldade, mas uma impossibilidade de usar estes aparelhos. Estes pacientes não conseguiriam usar próteses com bases convencionais devido à contração dos tecidos circundantes da cavidade oral e, em alguns casos, onde toda a musculatura oral está envolvida. Os casos clínicos estudados trataram de pacientes com dores e incapacidade de tolerar a prótese total convencional. No caso nº 1 foi uma paciente com 62 anos submetida a uma cirurgia plástica no torso, membros e face, devido à queimadura severa que sofria de fortes dores ao introduzir suas próteses com bases rígidas, dentro da boca. O caso nº 2 foi de uma paciente com 82 anos de idade que sofria de dores nos tecidos que suportavam suas próteses com bases rígidas, dores musculares ao redor da articulação têmporo-mandibular direita, sofria da doença de Maniere, artrite, angina e catarata, e além disto, os exames clínicos revelaram atrofia do rebordo mandibular e irregularidade óssea na região do canino direito que estava sensível à palpação. O caso nº 3 foi de uma paciente com 54 anos que reclamava de dores generalizadas em toda a

cavidade oral, e sua história médica envolvia um linfossarcoma de pescoço tratado com radioterapia, além de apresentar também repetidas infecções por *Candidas*, e ter sofrido de ressecção do cólon por carcinoma. Estes casos demonstram a vantagem de ser possível a construção de próteses com bases de tipos diferentes daqueles comumente utilizados. Porém estes casos apresentados envolveram uma técnica mais complexa do que as técnicas convencionais. No caso nº 1 foi mantida a dimensão vertical e foi confeccionada uma prótese totalmente com base resiliente. Nos outros dois casos, os autores atribuíram o sucesso ao fato de a base macia absorver os impactos e ser capaz de suportar as alterações morfológicas quando pressionadas. Os pesquisadores concluíram que, não poderiam sugerir que todos os problemas com prótese totais inferiores seriam resolvidos com o uso de bases flexíveis.

ANUSAVICE (1998), em seu livro sobre materiais dentários explicou alguns fatores que envolvem o fenômeno adesão: adesão mecânica, energia de superfície ou tensão superficial, molhamento e o ângulo de contato. O autor afirmou também, que as possíveis falhas no espalhamento do adesivo, formariam bolhas de ar, que impedirão o completo molhamento da superfície, e que quando a junção adesiva for submetida a alterações de temperatura e a tensões mecânicas, formar-se-ão ao redor destes espaços, áreas de concentração de tensões. Estas tensões podem ser tão grandes que começam a separação da união adesiva ao redor dos espaços vazios e quando esta rachadura inicial avança e encontra outra bolha, esta união poderá separar-se com um efeito

semelhante a um “zíper” sendo aberto. O autor definiu que o coeficiente linear de expansão térmica é a mudança em comprimento por unidade do comprimento original de um material, quando a temperatura é aumentada um grau centígrado. O autor também afirmou que tensões térmicas são produzidas por uma diferença de expansão térmica linear entre dois materiais diferentes, e que embora estas tensões não possam ser eliminadas, uma seleção de materiais com coeficientes de expansão térmica linear semelhantes, em torno de 4%, podem reduzi-los consideravelmente. As propriedades físicas das resinas para base de próteses totais também foram discutidas por ANUSAVICE (1998), o qual fez considerações como as porosidades superficiais e sub-superficiais podem comprometer as propriedades físicas, estéticas e até mesmo a higienização da base da prótese. Estas porosidades podem surgir (1) da vaporização do monômero não-reagido e de polímeros de baixo peso molecular, quando a temperatura da resina atinge ou ultrapassa o ponto de ebulição destes elementos, ou (2) da mistura inadequada dos componentes pó e líquido, promovendo regiões com quantidades diferentes de monômero, que durante a polimerização sofrerão contrações diferentes, produzindo lacunas ou porosidades. Quanto à absorção de água, o autor afirmou que o poli (metacrilato de metila), absorve relativamente pequenas quantidades de água em meio aquoso, porém esta água exerce alterações significativas nas propriedades dimensionais e mecânicas dos polímeros, e que o principal mecanismo de penetração da água é a difusão. Afirmou também, que para cada 1% em peso de incremento produzido pela

absorção de água, a resina acrílica expande linearmente 0,23%. ANUSAVICE comentou ainda, que durante o processamento da placa-base para próteses totais, invariavelmente são induzidas tensões, que quando são relaxadas, podem produzir distorções ou empenamento do material, e que estas tensões são originadas pela contração térmica durante o resfriamento.

BAYSAN *et al.* (1998), realizaram um estudo com o intuito de determinar o efeito nas propriedades de um reembasador à base de silicone resiliente, cuja polimerização foi ativada por meio da energia de microondas. As propriedades adesivas foram mensuradas por meio de uma máquina de testes para tensão. Os autores concluíram que não há comprometimento da força de adesão do silicone à resina acrílica rígida da base da prótese com a utilização deste método de polimerização e sugerem que o aparelho de microondas seja calibrado a 650 Watts e o tempo de exposição seja de três minutos.

CHAI *et al.* (1998), investigaram a resistência à flexão aos limites proporcionais, (FS_{PL}), de quatro resinas para base de próteses totais, processadas por vários métodos e avaliaram como esta FS_{PI} das resinas foi alterada, depois de forradas com materiais de reembasamento fotoativados. Os autores concluíram que o material forrador fotoativado aumentou a resistência à flexão dos materiais para base de próteses termo-processados ou fotoativados, e manteve os mesmos valores, para aqueles materiais processados por microondas ou autopolimerizados.

RADFORD *et al.* (1998), realizaram uma investigação *in vitro* da *Candida albicans* alterada e não alterada fenotipicamente, tendo como objetivo os níveis de adesão em superfícies lisas e rugosas das resinas acrílicas termocuradas, o silicone Molloplast B e o silicone Novus. Os espécimes foram preparados com os três materiais e foram limpos utilizando-se de métodos comumente utilizados pelos técnicos nos laboratórios protéticos, porém, os autores comentaram a necessidade de haver procedimentos padronizados para higienização dos espécimes. Os resultados mostram que a aderência da *Candida albicans* às superfícies rugosas dos materiais forradores macios foi muito maior do que às superfícies lisas da resina acrílica termocurada.

WRIGHT *et al.* (1998), investigaram o efeito que cinco materiais forradores macios para base de próteses totais tiveram no crescimento e desenvolvimento de três espécies de levedura diferentes e também, testaram um método de avaliar o efeito de materiais forradores em longo prazo. Foram investigados *Candida albicans*, *Candida tropicalis* e *Issatchenkia orientalis* quanto ao crescimento na superfície daqueles materiais. Os pesquisadores concluíram com sua pesquisa que a prevalência aumentada de levedura associada com materiais forradores macios no ambiente oral é relacionada provavelmente a nutrientes disponíveis na boca e a dificuldade de manter estes materiais higienizados.

FURUKAWA *et al.* (1998), realizaram um estudo sobre a efetividade de desinfecção em materiais resilientes de base de próteses totais, onde na primeira fase, avaliaram a efetividade do spray de dióxido de cloro e os procedimentos de imersão em dois forradores para base de próteses totais, o Coe Soft e o Coe Confort (ambos da GC América Inc. Chicago, Illinois, EUA), e também em amostras de aço inoxidável usadas como controle. Na segunda fase desta pesquisa foi avaliada a efetividade do spray de desinfecção usado nos intervalos de um, três e dez minutos. Os autores apontaram para o problema em que os materiais macios forradores de próteses totais freqüentemente requerem substituição, o que necessita total remoção do material resiliente. Um torno mecânico de alta velocidade é freqüentemente utilizado para facilitar a remoção destes materiais, em um laboratório limpo, mas não está claro se os procedimentos de rotina para desinfecção reduzem a contaminação bacteriana suficientemente para prevenir a contaminação do laboratório. Dez amostras foram feitas para o grupo de material forrador macio, aderido à resina acrílica convencional e foram contaminados por *Escherichia coli*, *Staphilococcus áureos* e *Candida albicans*. Unidades formadoras de colônias foram contadas após a aplicação de diferentes técnicas de desinfecção. Para avaliar as diferenças entre os dois grupos de teste, foram utilizados os métodos Kruskal-Wallis e Dunn's. Os resultados mostraram que o dióxido de cloro foi efetivo nas amostras não porosas de aço inoxidável, mas foi inadequado para os materiais macios, com três minutos de imersão, sendo que esta técnica foi mais eficiente do que o uso

do spray, porém a diferença não foi significativa. Quando o tempo de desinfecção foi aumentado, também não houve significativa redução no número de microorganismos. Os pesquisadores concluíram que os dois materiais macios testados deveriam ser removidos das bases das próteses antes de entrarem no laboratório, pois estes materiais contêm bactérias capazes de causar contaminação em laboratórios, mesmo após os procedimentos de rotina para desinfecção.

PANDURIC *et al.* (1998), realizaram uma simulação da distribuição de cargas em próteses totais inferiores, utilizando a análise de elementos finitos tridimensionais para calcular a fadiga destas próteses quando em função. Os resultados desta pesquisa indicam que o maior esforço ocorre nos pontos de contato onde as forças estão atuando sobre a prótese total. Também foi observada uma fadiga significativa na porção anterior da prótese, especialmente quando as forças incidentes possuem um ângulo maior com o plano vertical. Os autores referiram-se também a precisão dos resultados obtidos através da análise de elementos finitos calculando estes esforços em formas geométricas bastante complexas como as próteses totais.

HEKIMOGLU & ANIL (1999a), avaliaram as propriedades de absorção e solubilidade de cinco materiais forradores macios para base de próteses. Os autores utilizaram os materiais resilientes Flexor (Schütz Dental GmbH, Rosbach, Germany), Molloplast B (Buffalo Denture Manufac.Co. Inc.,

Syosset, NY, USA), Simpa (Kettenbach, Eschenburg, Germany), Ufigel L (Voco, Cuxhaven, Germany) e o Ufigel P (The Q Panel Company, Cleveland, OH, USA). Os testes de absorção e solubilidade foram executados como esquematizados pela especificação 12 da American Dental Association, para polímeros de base de prótese total. Dez amostras de cada material foram fabricadas e um conjunto de cinco amostras foi submetido ao processo de envelhecimento acelerado na máquina de teste Weather-Ometer. As amostras foram secas, dessecadas e imersas em água destilada a 37°C, uma parte por 15 dias e outra por 30 dias. Foi calculado o comportamento da absorção nas amostras testadas e o comportamento da solubilidade dos materiais foi determinado somente depois de 30 dias. Os autores comentaram que até aquela data (1999), não havia um material que fosse totalmente satisfatório, pois todos apresentavam falhas clínicas, e que estas falhas eram tipicamente caracterizadas por falta de adesão à base da prótese, por deterioração da superfície, por acúmulo de resíduos ou placa, perda da resiliência e propensão para o acúmulo de fungos e leveduras. Os materiais envelhecidos imersos em água por 15 dias mostraram alteração na propriedade de absorção. Foi observado um aumento na solubilidade depois do envelhecimento em todos os materiais forradores, exceto no Flexor. Os pesquisadores afirmaram que, a estabilidade por longo tempo dos materiais forradores resilientes depende do comportamento da absorção e da solubilidade e que o ideal seria que aqueles materiais tivessem valores baixos para estas propriedades.

Com o intuito de determinar o efeito do envelhecimento acelerado nas propriedades físicas de alguns forradores macios para base de próteses, HEKIMOGLU & ANIL (1999b), realizaram um estudo investigativo. A dureza, a força de resistência à tração e os valores de alongação foram determinados antes e depois do tratamento de envelhecimento dos materiais Ufigel L (Voco, Cuxhafen, Germany), Ufigel P (Voco, Cuxhafen, Germany), Simpa (Kettenbach, Eschenburg, Germany), Molloplast B (Buffalo Denture Manufacturing Co. Inc. Syosset, NY, USA), e Flexor (Schütz dental GmbH, Rosbach I, Germany). Todos estes materiais foram processados de acordo com as instruções dos fabricantes e armazenados em um umidificador por 24 horas antes dos testes. Foram feitas cinco amostras de cada material para cada teste. A dureza foi determinada com o uso de um espécime com 1cm de espessura e o instrumento de dureza Shore A. A força elástica fornece informações sobre as últimas propriedades de força de tração, enquanto que a alongação fornece dados com relação à habilidade de um material de alongar-se antes da falha ou a ruptura ocorrer. Uma amostra em forma de sino alongado foi colocada sob tensão em uma máquina de testes Instron e tracionada com uma velocidade constante de 50 centímetros por minuto, até ocorrer a falha. As amostras foram expostas aos raios Ultra Violeta e à luz visível, no instrumento Weather-Ometer, usado para simular o processo de envelhecimento a uma temperatura de 43.3°C em um ciclo programado de 18 minutos. Todos os dados foram calculados e as comparações estatísticas foram realizadas pelos testes de Wilcoxon-paired, W-

test e ANOVA. Os autores encontraram o valor médio de dureza das amostras do Molloplast B, envelhecidas ou não, como sendo os maiores resultados dentre os materiais testados. Os resultados mostraram que o envelhecimento diminuiu a força de tração necessária para causar a ruptura entre os materiais.

Em 1999, WATERS & JAGGER, avaliaram as propriedades mecânicas de um material forrador resiliente experimental e compararam com os resultados obtidos nos mesmos testes, por um material amplamente reconhecido, o Molloplast B. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os dois materiais, quanto a dureza, e que nos testes de força de adesão e resistência ao cisalhamento, o material experimental apresentou melhores resultados. Afirmaram que este resultado pode ser explicado pelo uso de um selante entre a base acrílica e o forrador experimental, depois da aplicação do primer. Este selante formou uma adesão química mais tenaz com o silano, e integrou-se fortemente com a matriz de silicone do forramento, formando, deste modo, uma adesão mais forte entre o material experimental e a base de poli (metacrilato de metila).

BORCHERS (1999), avaliou a força de adesão entre quatro forradores resilientes e a base de poli (metacrilato de metila), e comparou os resultados obtidos. Foram testados: um silicone autopolimerizável (Mollosil Plus), um silicone de adição (Mucopren Soft), uma resina resiliente (Tokuyama Soft Relining) e um silicone de condensação (Ufi Gel C). Após serem processados,

os espécimes foram divididos em três grupos diferentes, onde o primeiro grupo foi polido logo após a cura; o segundo grupo foi deixado imerso em água destilada à 37°C por 48 horas; e o terceiro grupo foi submetido a 600 ciclos mecânicos, simulando 600 dias de função clínica, combinando cargas de cisalhamento e compressão sob constante irrigação de água destilada à 37°C. O autor concluiu que o armazenamento por 48 horas em água destilada à 37°C após os procedimentos laboratoriais, aumentou significativamente a força de adesão de todos os materiais testados, com uma variação entre 26% (para o Tokuyama) e 300% (para o Mucopren).

Em 1999, KAWANO *et al.* avaliaram a influência no desenho do forramento no efeito de amortecer impactos de três materiais forradores resilientes: um poli (metacrilato de metila), plasticizado (SuperSoft), um material fluoropolimérico (Kurepeet-Dough) e um silicone termo curado (Molloplast B). Os materiais foram colocados com 2 mm de espessura, sobre um material para base de prótese, com três configurações diferentes de desenho do forramento. Os autores concluíram que todos os três materiais testados foram efetivos em reduzir a força dos impactos, em até 82%, quando comparados com a resina de base de prótese, e que o desenho de forramento mais eficaz foi o que apresentava o forrador resiliente estendido até a área periférica da base da prótese.

IMAI & TAMAKI (1999), realizaram um estudo com o intento de medir a adsorção de proteínas da saliva e outras soluções proteínicas nos forradores macios, com o uso da reflexão total atenuada (ATR)/Fourier Transform espectroscópio infravermelho (FT-IR), em cinco materiais comercialmente disponíveis, o Novus (Hygenic Corp., Akron, Ohio, EUA), o Molteno (Molteno Co, Hiroshima, Japan), Kurepeet (Kureha Chemical Ind., Tokyo, Japan), o Evatouch (Neo Dental Chemical Products, Tokyo, Japan), o Astron LCS (Astron Dental Co., Wheeling, Illinois, EUA), e um material experimental formulado pelos autores. Todos os materiais comerciais foram processados de acordo com as instruções dos fabricantes e o material experimental foi composto de fluorpolímero e polimetacrilato/acrilato. Nove espécimes de cada material foram cortadas das lâminas das amostras preparadas. Os espécimes foram imersos em saliva humana, solução salina de 4,5% albumina bovina/fosfato tamponado ou leite a 37°C por 15 minutos. Os espécimes foram enxaguados em água destilada por 15 segundos, para remover as proteínas não adsorvidas, e secos em um secador. A análise de variância ANOVA foi executada para comparar os dados e um software foi utilizado para computar estes valores. Os resultados significativos ANOVA foram seguidos pelo teste Scheffé. A quantidade de proteínas adsorvidas mostrou uma diferença significativa entre os materiais utilizados nesta pesquisa, sendo que sempre foi menor para o material experimental e maior para a resina acrílica. Como conclusão deste trabalho, os autores afirmaram que o conjunto de proteínas

adsorvidas sobre os materiais resilientes é material-dependente. Estes achados sugerem que a adesão da *Candida albicans* pode também ser material-dependente.

SANCHEZ (1999), realizou uma pesquisa a fim de comparar a força de união entre bases resilientes para base de próteses (Dentuflex – Dental Medrano, Ufi-Gel – Voco, Eversoft – Myerson), e a resina acrílica rígida (QC-20 – Dentsply), submetidas ou não à termociclagem. Foram confeccionadas 60 amostras e divididas em seis grupos de variáveis e após polimerizadas foram unidas duas a duas por uma base resiliente. Logo após, metade das amostras foram submetidas a um processo de envelhecimento em um termociclador, onde passaram por 3 mil ciclos de um minuto em água a 5°C e um minuto em água a 65°C. A outra metade das amostras foi armazenada em água a 37°C durante 24 horas. Após cada período, as amostras foram submetidas a um tracionamento com velocidade de 5 milímetros por minuto. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística pelo teste de Tukey, com 5% de probabilidade e as amostras foram analisadas quanto ao tipo de falha ocorrida. O material resiliente Dentuflex apresentou os maiores valores de resistência à tração, independentemente do tratamento recebido. A resina resiliente Eversoft, quando termociclada, 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 diferenças estatísticas em relação ao controle, entretanto, para o material Ufi-Gel o comportamento não foi

alterado. O autor afirmou que os materiais reembasadores resilientes devem ser considerados temporários, pois seu período de vida útil é curto, quando comparado com bases rígidas.

AYDIN *et al.* (1999), pesquisaram as propriedades de adesão de cinco materiais de revestimento para base de prótese total, sendo que, dois destes materiais eram rígidos: Kooliner (Coe Labs, EUA) e a resina fotopolimerizável TRIAD (Dentsply, EUA); e os outros três materiais eram macios: o Express (Alcos, EUA), um silicone vulcanizado termicamente, o Molloplast B (Regneri, GmbH Alemanha), e um silicone vulcanizado a temperatura ambiente, o Ufi-Gel-P (Voco, Alemanha). Foi utilizado como base de resina rígida para os espécimes e também como material do grupo controle, o Paladent 20 (Hereaeus Kulzer GmbH, Alemanha). As propriedades de adesão dos revestimentos ao poli (metacrilato de metila), foram comparadas por teste de tensão e analisadas por um microscópio eletrônico de varredura. Após a cura e o envelhecimento, as amostras foram imersas e armazenadas em água destilada a 37 °C e recuperadas em intervalos de zero, 15, 30, e 90 dias de envelhecimento, para serem examinadas. Cento e sessenta e oito amostras foram utilizadas nos testes de tensão e 24 nos testes de fratura. Os resultados e o desvio padrão foram calculados, as alterações das propriedades mecânicas e os resultados da fotomicroscopia eletrônica de varredura das superfícies aderidas foram avaliados. Quanto a resistência a tração, o Molloplast B e o Express, mostraram valores satisfatórios para o uso clínico, 18,4 Kg/cm², e 10,2 Kg/cm²,

respectivamente. Os resultados desta pesquisa mostraram que o Molloplast B teve uma capacidade de vedamento adequados para o uso clínico e demonstraram também os melhores resultados para a aderência. Com os materiais forradores macios, inicialmente não foram observadas separações entre as partes, somente com o material Express ocorreram separações maiores do que 50 micrômetros. No caso do Ufi Gel-P, algumas áreas separaram poucos micrômetros, nas amostras que ficaram imersas por três meses; mas com o material Molloplast B nenhuma separação foi observada na interface, inicialmente e também após o período final de envelhecimento. Os autores afirmaram que o Molloplast B apresentou a melhor adesão à base acrílica entre os materiais testados e que para se obter sucesso no processo de revestimento de próteses totais ou parciais, deveria usar o mesmo tipo de material de revestimento térmico, devido à necessidade de resistência à tração e a propriedade da adesão. Afirmaram também que, os estudos de laboratório que simulam as condições clínicas foram demonstrados satisfatoriamente, porém, os materiais de revestimento resiliente deveriam ser testados *in vivo* junto com outros testes fisiológicos.

TURANO & TURANO (2000), na introdução de seu livro a respeito dos fundamentos da Prótese Total, comentaram sobre a história destes aparelhos e seus diferentes materiais de base. Os autores afirmaram que em 1830, o marfim era um dos principais materiais usados para a base das próteses, contudo, muitos anos antes, em 1787, o Dr. James Gardett, de Philadelphia,

utilizou o ouro, estampando-o sobre o modelo. Entretanto, este material era muito caro, impedindo que todas as pessoas pudessem usá-lo, e por este motivo, muitas vezes era usada a prata. Este material, por sua vez, também não era muito barato então, com o objetivo de encontrar um material ainda mais econômico, foram feitas tentativas com o estanho, porém com pouco sucesso.

SHIM & WATTS (2000), realizaram um exame da distribuição de cargas em próteses totais inferiores reembasadas com resina acrílica resiliente, através do método da análise de elementos finitos. Os autores comentaram que a compreensão da distribuição dos esforços mastigatórios sobre as próteses totais, é importante para minimizar e prevenir as fraturas. Quanto à análise de elementos finitos, os autores afirmaram que este método conferiu uma explanação realística das fraturas em próteses e também da resposta dos pacientes em relação suas próteses, com e sem forrador macio. Em suas conclusões sugerem que controlar o excesso de contato látero-oclusal pode ajudar a reduzir a probabilidade de fratura em próteses totais reembasadas com materiais resilientes.

ANIL *et al.* (2000), realizaram um estudo com o objetivo de se investigar a microinfiltração na interface de vários forradores macios de prótese total e materiais de base. Foram investigados seis forradores macios de prótese total e preparados 40 espécimes de cada material em forma de disco (10 milímetros de diâmetro e espessura de aproximadamente quatro milímetros).

Foram armazenados 20 espécimes de cada material em um acelerador de envelhecimento durante 900 horas. Todos os discos foram imersos dentro de uma solução de ^{45}Ca radioisótopo por dois dias, então eles foram embutidos longitudinalmente em blocos de resina acrílica e seccionados. A imagem da autoradiografia foi usada para determinar microinfiltrações na interface dos forradores macios de prótese total e suas bases. Foram achadas diferenças significantes entre os materiais não envelhecidos ($P > .05$). A diferença entre Molloplast B e Mucopren (silanizado) não foi significante ($P < .05$). As diferenças entre os materiais envelhecidos foram significantes ($P > .05$). Diferenças entre Mucopren (não silanizado), Mucopren (silanizado), Ufigel P e Tokuyama não foram significantes ($P < .05$). Foram determinadas pelos forradores macios de prótese total Molloplast B, Mucopren (não silanizado) e Ufigel P características significativamente menores de microinfiltrações, depois de envelhecidos. As microinfiltrações dos forradores macios Mucopren e Molloplast B foram as mais baixas e, as microinfiltrações no Flexor e Simpa foram as mais altas. O processo de envelhecimento não afetou significativamente as características de microinfiltração nos materiais Simpa, Flexor, Mucopren (silanizado) e Tokuyama. Os materiais Molloplast B, Mucopren (não silanizado) e Ufigel P diminuíram significativamente as propriedades de microinfiltração após o envelhecimento. Os autores concluíram que a silanização dos forradores macios é benéfica para reduzir a microinfiltração entre estes forradores e a base de resina acrílica rígida.

SATO *et al.* (2000), utilizaram a análise de elementos finitos bidimensional para calcular a distribuição de cargas na mucosa de suporte de próteses totais. Os autores afirmaram que quanto mais elástico for o material forrador resiliente, mais efetivo ele será na distribuição uniforme das cargas, porém, se este material for mais elástico que a mucosa, as cargas concentrar-se-ão de modo desfavorável.

EL-HADARY & DRUMMOND (2000), avaliaram e compararam a absorção e solubilidade em água, a força de adesão à tração de um silicone para base de prótese recentemente introduzido (Luci-soft da Dentsply), o qual foi processado em laboratório e uma resina acrílica resiliente plasticizada (Permasoft da Myerson), que foi processada no consultório. Para os testes de absorção e solubilidade em água, 24 espécimes em forma de disco foram preparados para cada grupo, armazenados em água destilada a 37 °C por uma, quatro e seis semanas. Seus pesos foram registrados e a absorção e solubilidade foram calculadas usando dois métodos. Os autores mostraram por meio dos resultados que após seis semanas, a resina acrílica plasticizada (Permasoft), teve maior solubilidade e absorção do que o silicone (Luci-soft). Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os materiais no teste de força de adesão à tração, porém o Luci-soft mostrou resultados melhores do que o Permasoft.

PEREIRA *et al.* (2001), investigaram a correlação entre a força de adesão do complexo resina/dentina e a nanoinfiltração, em função do tipo de agente adesivo utilizado para promover a adesão. Foi utilizado o método da imersão em nitrato de prata para analisar a nanoinfiltração, com o uso da eletromicroscopia eletrônica de varredura. Nenhuma correlação foi observada entre forças de adesão e a nanoinfiltração. Os autores observaram que a degradação da interface pode ocorrer devido ao ataque hidrolítico, e que mesmo quando não existe uma fissura ou fresta na interface devido a forte união entre os materiais, mas ainda assim há a passagem de íons de prata, isto teria ocorrido devido a um fenômeno chamado de nanoinfiltração.

PINHEIRO (2001), descreveu técnicas e materiais inovadores para a confecção de próteses totais, e afirmou que a grande vantagem dos materiais forradores resilientes é a melhor adaptação dos pacientes às próteses, porque são macias e evitam ferimentos, aliviando a carga mastigatória sobre os tecidos e proporcionando um conforto muito maior aos seus portadores.

GLADYS *et al.* (2001), avaliaram a habilidade do selamento marginal de vários materiais restauradores, comparando-os entre si e com este intuito utilizaram o método de avaliação da microinfiltração de corante a base de prata. Foram avaliados oito materiais de diferentes composições químicas, onde os pesquisadores utilizaram vários sistemas adesivos. Em suas conclusões os autores observaram que nenhum dos sistemas adesivos mostrou 100% de

prevenção a microinfiltração, pois em todos os testes houve alguma infiltração. Os autores também informaram não poder comparar seus resultados com os de outras pesquisas, devido a diferença de métodos aplicados para a quantificação da microinfiltração.

HAYAKAWA (2001), escreveu em seu livro sobre próteses totais, um capítulo destinado às bases resilientes, onde dividiu estes materiais em quatro tipos distintos: acrílicos, silicones, olefínicos e copolímeros fluoretados. O autor sugeriu que, se a adesão do material forrador macio é baixa, sua margem deve estar confinada na borda da prótese, mas, se o material possui uma forte adesão, ele pode ser estendido por estes bordos. O autor abordou também, a necessidade de realizar o acabamento e polimento destes materiais, afirmando que, com estes procedimentos de finalização, as propriedades dos forradores resilientes tornam-se mais longevas. A seqüência sugerida pelo autor para o polimento dos materiais macios é manter a prótese total dentro de um freezer por quinze minutos, polir a superfície com escova dura e um pó macio em baixa rotação, imersão em água gelada, polir com escova macia e pó de óxido de zinco, eliminar áreas de pressão com fresa laminada e, finalmente, polir a superfície rugosa com uma ponta de silicone para base de resina.

HASHIMOTO *et al.* (2001), investigaram a morfologia das interfaces de adesivos que estiveram em função na cavidade intra-oral por muitos anos, através da eletromicroscopia eletrônica de varredura. Baseados em seus

resultados, os autores afirmaram que as alterações morfológicas, tais como a digestão das fibras colágenas e a deterioração da resina aderida e da camada híbrida, foram observadas na interface das amostras que estavam no meio oral. Estes achados suportam a hipótese de que fibras colágenas expostas sem o suporte de uma matriz cristalina inorgânica ou resina adesiva são susceptíveis à degradação hidrolítica. Os autores sugerem também, que estas degradações no meio oral parecem ocorrer o tempo todo.

PIOCH *et al.* (2001), conduziram um estudo com a finalidade de avaliar a nanoinfiltração. Os pesquisadores afirmaram que de acordo com a literatura a nanoinfiltração é muito menos extensiva do que a microinfiltração e provavelmente não apresentará relevância clínica em curto tempo, porém em longo prazo a estabilidade do adesivo pode ser adversamente afetada.

Com o objetivo de investigar a porosidade de duas resinas para base de próteses totais, YANNIKAKIS *et al.* (2002), utilizaram uma resina convencional (Paladon 65), e uma com polimerização por microondas (Acron MC), com duas espessuras diferentes: 3 mm e 6 mm. Após as polimerizações, os espécimes foram seccionados e os poros que surgiram nas superfícies seccionadas, foram fotografados e mensurados com um planímetro associado a uma unidade analisadora com lentes de aumento. Os autores observaram a formação de poros gigantes, localizados nas pontas dos espécimes, especialmente nas amostras de resina convencional polimerizadas com a técnica

de microondas, e entenderam que este fenômeno ocorreu devido a forte e rápida contração da resina quando iniciou o processo de polimerização pelas microondas. Em suas conclusões, os autores afirmaram que os espécimes de resina convencional, polimerizados também pelo método convencional, não apresentaram poros, porém, quando polimerizados com microondas, apresentaram significativa porosidade, especialmente nos espécimes com espessura de 6mm. Também afirmaram que os espécimes de resina especial para microondas exibiram uma porcentagem extremamente baixa de poros com tamanhos clinicamente insignificantes, e que os ciclos de polimerização testados, não tiveram efeito significativo na porosidade das bases das resinas testadas.

TAMURA *et al.* (2002), avaliaram as características viscoelásticas de três materiais forradores resilientes com diferentes composições químicas (silicone, poliolefina e resina) por meio do teste de deformação, o qual foi realizado com cada material, com ou sem o teste de fadiga. A viscosidade e a elasticidade foram mensuradas e os dados foram analisados estatisticamente. Os autores concluíram que o forrador a base de silicone foi tão macio quanto o condicionador de tecido e ambos mais macios do que o material poliolefínico. Afirmaram também que o coeficiente de elasticidade do silicone não alterou, mas sua viscosidade aumentou após o processo de fadiga, e que este resultado indica que este material pode apresentar problemas com durabilidade.

Com o intuito de investigar as alterações nas propriedades físicas dos materiais forradores resilientes para base de próteses, PARR & RUEGGEBERG (2002), submeteram dois novos materiais a base de silicone com diferentes processos de polimerização, a testes de dureza, absorção de água e solubilidade da resina, durante seis períodos diferentes de armazenamento em água. Em seus resultados, os autores encontraram maiores valores de dureza no material processado no laboratório do que no material autopolimerizável, e concluíram que as propriedades dos materiais forradores resilientes não podem ser preditas somente pelo método de cura destes materiais.

McCABE *et al.* (2002), avaliaram a resistência de união dos adesivos usados entre a base da prótese total e alguns materiais macios à base de silicone. A resina acrílica termopolimerizável usada nessa pesquisa foi a Lucitone 199, e os silicones usados foram, CG Reline Soft; CG Reline Extra Soft; CG Reline UltraSoft. Os adesivos usados nessa pesquisa foram: etil acetato e vinil-silano dissolvido em tolueno. Pela maneira como ocorreram as falhas, estas foram atribuídas aos adesivos. Os resultados mostraram que os maiores valores para resistência adesiva estavam vinculados ao uso do etil acetato. O uso do etil acetato proporcionou falhas coesivas, enquanto que o tolueno, falhas adesivas. A diferença na adesão entre os dois adesivos pesquisados está baseada em sua composição química. A explicação mais provável encontrada pelos autores foi atribuída à propriedade do etil acetato em ser um excelente solvente para resina acrílica, sendo capaz de amolecer a base da prótese e proporcionar uma adesão

mais resistente do agente de união silano ao silicone. Os resultados no desenvolvimento desse trabalho sugeriram que os adesivos melhoraram a qualidade de união entre os silicones e a base acrílica da prótese total, considerando que a natureza química do solvente é o fator preponderante para essa adesividade.

MURATA *et al.* (2002), avaliaram a aplicação de materiais forradores macios para base de próteses totais, quanto às propriedades viscoelásticas destes materiais em diminuir as forças de impacto durante a função mastigatória. Seis materiais foram testados através do viscoelastômetro dinâmico. A função mastigatória foi avaliada pela mensuração da força máxima de mordida e a quantidade de vezes e frequência de deglutições para dois tipos de alimentos. Também foi avaliada pelo uso de escalas visuais análogas. Baseado em seus resultados, o autor afirmou que a melhoria na função mastigatória, quando comparada com resina acrílica dura, foi maior com o uso de resina macia permanente, do que com silicones. Afirmou também que os silicones apresentaram resultados melhores quanto às propriedades viscoelásticas, do que as resinas temporárias.

PESUN *et al.* (2002), realizaram um estudo onde mediram a fresta na junção entre materiais forradores resilientes de longo uso e a base da prótese total, depois de diferentes procedimentos de acabamento e polimento destas peças. Foram utilizados nesta pesquisa, o silicone Molloplast B, um material

fornador experimental a base de metil siloxano e a resina acrílica Lucitone 199. Foram preparados 64 espécimes, os quais foram polidos com diferentes combinações de borrachas impregnadas com polidores acrílicos, pedra pomes e óxido de estanho, e então fotografados com um microscópio eletrônico de varredura. Para comparar os grupos foi utilizada a análise de variância sem replicação e também o teste de post-hoc. A fresta mais larga foi encontrada no material experimental, porém a avaliação qualitativa sugeriu que este material obteve melhor polimento do que o Molloplast B. A superfície mais lisa foi obtida, quando os espécimes foram acabados com brocas carbide de corte cruzado, com dentes finos e polidos com pedra pomes e óxido de estanho. Os autores concluíram que o tamanho da fresta na interface fornador/base da prótese, pode ser afetado pelas técnicas de acabamento e polimento e também pode variar entre os materiais.

PINTO *et al.* (2002), avaliaram o efeito da termociclagem sobre a deformação permanente de dois materiais resilientes utilizados com a base da prótese total, sendo um composto de silicone (Mucopren Soft) e o outro, de resina acrílica (Eversoft). Metade das amostras foi levada a um termociclador onde se realizaram 3 mil ciclos de 1 minuto em água a 5°C e um minuto em água a 55°C. A outra metade foi armazenada em água a 37°C durante 24 horas. O ensaio foi realizado em um aparelho mecânico descrito na especificação nº18 da ADA. Independentemente da realização da termociclagem, o material

Eversoft apresentou os maiores valores de deformação permanente e o Mucopren Soft, os menores.

KULAK-OZKAN *et al.* (2003), investigaram o efeito da termociclagem na força de adesão de seis materiais forradores resilientes ao poli (metacrilato de metila), e afirmaram que as falhas por ruptura entre o material macio e o material rígido da base da prótese total é um problema comumente encontrado na clínica odontológica, e que esta falha resulta em regiões localizadas não higienizadas e descoladas. Os autores concluíram que a força de adesão dos forradores diminuiu após a termociclagem, porém todos os cinco materiais testados mantiveram índices de adesão aceitáveis para o uso clínico.

NIKAWA *et al.* (2003), avaliaram a formação do biofilme de *Candida albicans* e o desenvolvimento de fungos nas superfícies de sete materiais forradores macios de próteses totais, os quais foram deteriorados artificialmente pela imersão em três higienizadores de próteses comercialmente disponíveis por 180 dias, medindo o pH do meio e pelo uso da análise do trifosfato de adenosina (ATP). Os autores afirmaram que a colonização por *Candida albicans* e a formação subsequente do biofilme sobre os materiais das próteses totais são importantes no desenvolvimento de patologias, tal como a estomatite protética, e que o uso rotineiro de higienizadores de próteses é um dos métodos mais eficazes no controle da placa bacteriana na prótese, embora a incompatibilidade dos forradores resilientes e dos higienizadores de próteses, cause danos aos

materiais. O relacionamento entre a formação do biofilme nas amostras de cada material e da aspereza da superfície dos materiais forradores resilientes foi analisado. Entretanto, nenhuma correlação significativa foi observada. Os resultados sugeriram que a colonização dos fungos poderia predominantemente ser regulada pela combinação do material forrador com os higienizadores da prótese. Os autores concluíram que, em termos clínicos, os resultados sugerem que a limpeza diária dos materiais macios com higienizadores de próteses mal combinados, promoveram a formação subsequente de biofilme de fungos nos materiais resilientes.

3. PROPOSIÇÃO

As pesquisas demonstraram serem freqüentes os descolamentos entre as bases de resina acrílica rígida e o material forrador resiliente em próteses totais, inviabilizando muitas vezes, a continuidade do seu uso ou até mesmo, a necessidade da troca constante do material resiliente reembasador.

Portanto a proposta desta pesquisa é de realizar um estudo por meio de um levantamento bibliográfico sobre o fenômeno da microinfiltração, por estar diretamente relacionado com as causas dos descolamentos na interface localizada entre o material de resina acrílica rígida e o material forrador resiliente.

4. DISCUSSÃO

É indiscutível a necessidade de existir um aparelho capaz de substituir os dentes quando estes são perdidos na sua totalidade. Com este intento, Antón Nuck em 1692, construiu a primeira prótese total inferior registrada pela história, a partir de um pedaço de um dente molar de um hipopótamo (SWENSON & TRAPOZZANO, 1948).

Também é indiscutível a complexidade do ato de reabilitar funcional, fonética e esteticamente os pacientes que perderam todos os dentes de um arco, utilizando-se, para isto, um aparelho rígido que será suportado por estruturas macias e sensíveis, como são os tecidos da boca.

Muitos materiais foram utilizados para a construção da base da prótese total, entre eles: a madeira, o osso, o marfim, a porcelana fundida (NEWLANDS, 1958), o nylon (STAFFORD *et al.*, 1986), o ouro, a prata, o estanho (TURANO & TURANO, 2000); porém, em 1844, Charles Goodyear patenteou a borracha vulcanizada e, em 1851, Nelson Goodyear patenteou o vulcanite que, já em 1854, compunha a base de próteses totais fabricadas pelo cirurgião-dentista Nink, na França (SOUZA, 1926). Os vulcanites, os celulóides e as baquelites ainda eram usados como base de próteses totais em 1958, porém, as resinas acrílicas vinílicas e metacrílicas foram substituindo, gradativamente, aqueles materiais desde 1940 (NEWLANDS, 1958).

As resinas acrílicas a base de poli (metacrilato de metila), tornaram-se quase que exclusivamente o material de eleição para compor a base das próteses totais, provavelmente devido à facilidade no processamento destes materiais, boa resistência, custo baixo, não eliminar gases com aroma desagradável, facilidade de polimento e boa aceitação dos pacientes.

Apesar das resinas acrílicas terem obtido amplo sucesso em seu emprego como bases das próteses totais, alguns problemas também surgiram com o uso destes materiais. A rigidez da resina acrílica, talvez o principal motivo de sua durabilidade, também é capaz de traumatizar os tecidos de suporte destas próteses, causando desconforto e ferimentos (FELTRIN, 1986; MACK, 1989; EDUARDO, 1997; AYDIN *et al.*, 1999), pois os impactos das cargas mastigatórias são suportados pelos tecidos da mucosa (WILLIAMS *et al.*, 1996), os quais precisam ser capazes de tolerar as cargas funcionais sem promover desconforto ao usuário da prótese (JACOBSON & KROL, 1983). Foi observado que os pacientes avaliam suas próteses de acordo com os resultados de estética, de retenção e de segurança que conseguem com o uso destas peças (CARLSSON *et al.*, 1967); porém se houver algum traumatismo que provoque desconforto, ou até mesmo dor, o uso das próteses estará seriamente comprometido.

Estes traumatismos estão frequentemente relacionados à rigidez da base da prótese. Esta base necessariamente tem de ser dura? E se fosse

confeccionada com um material macio? Estes questionamentos levaram a busca, a pesquisa e posteriormente, a produção de materiais macios para base de próteses, que pudessem não lesar os seus portadores quando em uso destas peças.

Estes materiais podem comercialmente ser classificados em dois grupos distintos: resinas acrílicas resilientes e os silicones, entretanto as resinas acrílicas podem ainda ser subdivididas em dois grupos: os que contêm em seu componente líquido a substância monômero de metila; e aqueles acrílicos que diferem na quantidade de plasticizante, no tipo de monômero acrílico e na natureza do componente polimérico (McCABE, 1976). Uma divisão mais recente dos materiais forradores resilientes, agrupa-os em acrílicos, silicones, resinas fluoretadas e materiais olefínicos (HAYAKAWA, 2001).

ALVAREZ *et al.* (1946), apresentaram indicações das resinas acrílicas elásticas, para que servissem como uma almofada, aliviando os esforços mastigatórios sobre a rafe palatina e as zonas correspondentes aos orifícios anteriores e posteriores. Com o uso dos materiais resilientes obtêm-se superfícies macias, sendo designados para distribuição e absorção de cargas mastigatórias (AYDINLIK & AKAY, 1980; DOOTZ *et al.*, 1993; KAWANO *et al.*, 1993; PHILIPS, 1993; WAGNER *et al.*, 1995; PANDURIC *et al.*, 1998; SHIM & WATTS, 2000; PINHEIRO, 2001; MURATA *et al.*, 2002).

As primeiras investigações que culminaram com o surgimento dos materiais a base de silicone, foram realizadas por Johann van Helmont (1577 - 1644), que dissolveu sílica em água e uma substância acidificada, obtendo o produto que este autor denominou “vidro d’água”. Scheele acreditou ter produzido a sílica em laboratório em 1771, combinando água e ácido hidrofúorídrico. A partir deste estudo, esta fórmula foi evoluída por outros pesquisadores: Johann Berzelius (1779 - 1848), Friedrich Wöhler (1800 - 1882), Charles Friedel (18-- - 1898), e muitos outros, até que os silicones atingissem o atual grau de evolução e uso nos mais diversos campos (McGREGOR, 1954).

As bases resilientes conquistaram seu espaço na odontologia, tendo as seguintes indicações, segundo MACK (1989): minimizar os problemas que surgem com os efeitos das mudanças que o envelhecimento produz nos tecidos da boca; aliviar localmente a pressão sobre a mucosa que recobre os alvéolos; reduzir o impacto oclusal causado pelas forças mastigatórias; aproveitamento de áreas anatômicas rebaixadas, em relação ao eixo de inserção, as quais conferem um aumento de retenção à prótese total; incrementar a tensão devido ao alto coeficiente de fricção superficial.

As bases macias também são usadas em pacientes que foram submetidos recentemente a algum processo cirúrgico nos tecidos orais, ou que necessitam de um obturador palatino e, também, em pacientes portadores de fendas palatinas (STORER, 1962).

Para solucionar os problemas de repetidas fraturas inexplicáveis de próteses totais e em casos de pacientes que são alérgicos ao poli (metacrilato de metila), STAFFORD *et al.* (1986), utilizaram com sucesso próteses com base totalmente em nylon 12, com 50% de esferas de vidro para aumentar a dureza deste material. Apesar do uso das esferas de vidro, as bases das próteses ainda apresentaram uma flexibilidade acentuada, porém os pacientes não reclamaram deste efeito, ao contrário, comentaram que efetivamente o nylon aumentou o conforto no uso de suas próteses.

Concordando com STAFFORD *et al.* (1986), DRUMMOND *et al.* (1997), obtiveram o mesmo sucesso com o uso de uma base totalmente macia, confeccionada com um único material resiliente à base de silicone, em casos clínicos especiais, em pacientes portadores de microstomia congênita ou adquirida, fibroses submucosas e também em pacientes que sofreram severa queimadura facial e por este motivo, a abertura oral está restringida.

Com uma forma reduzida de entender as indicações dos materiais resilientes para base de próteses totais, JEPSON *et al.* (1994), afirmaram que a indicação, mais comum para o uso de forradores macios permanentes era devido à incapacidade ou insatisfação de alguns pacientes que parecem incapazes de resistir às cargas funcionais e reclamam de persistente desconforto dos tecidos abaixo de suas próteses. Todavia, mesmo com tantas indicações e vantagens no emprego de forradores resilientes para base de próteses, estes materiais estão

longe de serem apontados como ideais para comporem todos as próteses totais produzidas (WRIGHT, 1976; ANUSAVICE, 1998), pois a maioria destes materiais não apresentou eficácia em períodos de tempo prolongado, apresentando degradação, perda de suas propriedades e necessidade de freqüente reposição do material macio (WRIGHT, 1994), especialmente se o material forrador utilizado for à base de resina acrílica, que com o uso prolongado, perde sua função de absorver impactos, devido ao endurecimento (NEVES, 1996; COMIN, 1997).

Muitos autores (STORER, 1962; BATES & SMITH, 1965; AMIN *et al.*, 1981; McMORDIE & KING, 1989; AL-ATHEL & JAGGER, 1996a; AL-ATHEL & JAGGER, 1996b; EL-HADARY & DRUMMOND, 2000; KULAK-OZKAN *et al.* 2003), relacionaram estas falhas a pouca adesão das bases resilientes à base rígida de resina acrílica, e que o sucesso dos materiais forradores resilientes depende muito de sua adesão à base da prótese total (KHAN *et al.*, 1989).

O fenômeno da adesão está relacionado a muitas situações no âmbito odontológico, onde a principal preocupação está voltada no sentido de solucionar problemas com microinfiltrações na interface entre dois materiais. Quando duas substâncias são mantidas em contato íntimo, as moléculas de uma delas são atraídas pelas moléculas da outra. Quando estas moléculas são diferentes, a força que as une é chamada de *adesão*, e quando são da mesma

espécie, a força é chamada de *coesão* (ANUSAVICE, 1998). *Adesivo* é o material ou a película adicionada sobre uma superfície, para facilitar a adesão e esta superfície é chamada de *aderente*.

Quando estes conceitos são aplicados às próteses totais reembasadas, a superfície basal da resina acrílica rígida é o aderente; o líquido que pode ser aplicado sobre esta superfície é o adesivo; a força que atrai entre si as moléculas do material reembasador é a força de coesão e a força que atrai as moléculas da base resiliente às moléculas da resina rígida é a adesão.

RETIEF (1987), citou a definição da palavra “adesão”, dada pela *American Society for Testing and Materials*, como sendo o fenômeno onde o estado no qual duas superfícies estão unidas por forças interfaciais, as quais podem consistir de forças químicas, forças interligantes, ou ambas.

A freqüente necessidade de reposição do material macio sobre as bases das próteses é um dos motivos de insatisfação dos pacientes usuários de próteses forradas com estes materiais, chegando a 40% das próteses confeccionadas, que apresentam falhas adesivas entre os materiais (WRIGHT, 1994; HEKIMOGLU & ANIL, 1999a).

Devido a estas freqüentes falhas, os materiais reembasadores resilientes podem ser considerados temporários, pois seu período de vida útil é curto, quando comparado com bases rígidas (SANCHEZ, 1999), porém, alguns materiais à base de silicone como o Molloplast-B e o Mucoprem, possuem um

comportamento mais próximo do ideal e se aproximam do tempo considerado satisfatório para o período de uso de próteses totais convencionais (AYDIN *et al.*, 1999; HEKIMOGLU & ANIL 1999b; ANIL *et al.*, 2000).

A maior durabilidade dos silicones em relação às resinas resilientes (STORER, 1962), talvez esteja associada a menor capacidade de absorção e solubilidade dos fluidos bucais que aqueles materiais apresentam, pois a estabilidade dos materiais resilientes por longo tempo, em função, depende da amplitude da absorção e solubilidade destes materiais forradores, que têm suas propriedades alteradas, demonstrando alteração volumétrica, infestação bacteriana, endurecimento e alteração de cor (KAWANO *et al.*, 1994). Também foi demonstrado em um ensaio laboratorial com o uso da termociclagem, que as resinas acrílicas deformaram-se permanentemente com maior facilidade quando comparadas com os silicones (PINTO *et al.*, 2002).

O principal problema clínico dos materiais resilientes é a longevidade destes materiais, onde o descolamento ocorre. Este descolamento pode ser facilitado e acelerado pela microinfiltração na interface entre a base resiliente e a resina acrílica rígida da prótese total (SINOBAD *et al.*, 1992; JACOBSEN *et al.*, 1997), ou até mesmo, causado por esta microinfiltração (ANIL *et al.*, 2000).

Tendo em vista o objeto de pesquisa deste trabalho, pode-se dizer que, microinfiltração é a penetração de fluídos orais carregados com bactérias,

moléculas e íons, entre as superfícies rígida e macia dos dois diferentes materiais que compõem as próteses reembasadas.

A revisão de literatura mostrou um grande número de pesquisas realizadas sobre a microinfiltração na interface entre vários materiais restauradores utilizados na odontologia. Foram realizadas pesquisas a respeito de microinfiltração entre dentina/esmalte e resina acrílica autopolimerizável para restaurações, entre vários materiais restauradores dentais e os dentes (GLADYS *et al.*, 2001), entre inlays cerâmicas ou de resina e dentes (TAYLOR & LYNCH, 1992), entre esmalte/dentina e resina composta fotopolimerizável (CARDOSO *et al.*, 1999; PIOCH *et al.*, 2001).

Pesquisas demonstraram que realmente existe uma passagem de elementos através de uma fissura ou interface entre duas paredes. A microinfiltração ocorre entre dois materiais, quando existe uma fissura ou fresta, porém quando este espaço não existe, devido a forte união entre os materiais, mas ainda assim haverá a passagem de íons, este fenômeno tem sido chamado de *nanoinfiltração* (PEREIRA *et al.*, 2001). O termo nanoinfiltração foi introduzido para descrever um tipo específico de infiltração, que ocorre nas margens dentinárias de restaurações (PIOCH *et al.*, 2001). Segundo PEREIRA *et al.* (2001), quando ocorre a nanoinfiltração, pode acontecer uma degradação na interface, devido ao ataque hidrolítico. Esta degradação parece ocorrer o

tempo todo no meio aquoso da cavidade oral humana (HASHIMOTO *et al.*, 2001).

A presença bacteriana na saliva e em todo o meio bucal segundo PARANHOS *et al.*, 1991, e PIETROKOVSKI *et al.*, 1995, tem sido demonstrada, especialmente em pacientes usuários de prótese totais, pois apresentam dificuldade em manter suas próteses higienizadas (BURNETT *et al.*, 1993; JAGGER & HARRISON, 1995). Mesmo utilizando-se do método que preconiza o uso dos higienizadores químicos, somente 34% da placa bacteriana foi removida usando somente este método (KENG & LIM, 1996). Pesquisas realizadas para se averiguar a capacidade destes pacientes em higienizar suas próteses, demonstraram que estes relataram não saber como realizar esta limpeza satisfatoriamente e que aproximadamente metade destes usuários, nunca foram orientados a respeito dos métodos e cuidados quanto a limpeza de suas peças protéticas (JAGGER & HARRISON, 1995). Cabe aos usuários das próteses a responsabilidade de manter seus aparelhos protéticos limpos, porém é obrigação do cirurgião-dentista manter, instruir o paciente e prover os meios e métodos de controle de placa bacteriana (PARANHOS *et al.*, 1991).

Quando as superfícies das próteses totais não são materiais rígidos e lisos como as resinas acrílicas convencionais, mas são confeccionadas com materiais forradores resilientes, as dificuldades com higienização destas peças protéticas são ainda muito maiores (MÄKILÄ & HONKA, 1979; NIKAWA *et*

al., 1995; WATERS *et al.*, 1997; WRIGHT *et al.*, 1998). Também foi demonstrado que a aderência da bactéria *Candida albicans* às superfícies rugosas dos materiais forradores macios é muito maior do que as superfícies lisas de resina acrílica termocurada (RADFORD *et al.*, 1998; IMAY & TAMAKI, 1999).

A microinfiltração de bactérias não ocorre apenas na interface entre os materiais da base das próteses totais, como também nas suas superfícies, como foi demonstrado por FURUKAWA *et al.*, (1998). Estes autores sugeriram que quando houver necessidade de substituir a base resiliente das próteses totais, este material deveria ser removido antes de entrar no laboratório de prótese, pois os materiais resilientes após terem permanecido em boca contêm em seu interior, bactérias viáveis para causar contaminação. Estas bactérias presentes na flora oral, possivelmente são capazes de contribuir para a degradação da superfície dos materiais reembasadores resilientes (JEPSON *et al.*, 1994). Além das bactérias presentes na saliva, outras substâncias proteináceas presentes neste meio, também são adsorvidas* pelos materiais forradores macios (IMAY & TAMAKI, 1999).

* Adsorção é a capacidade de uma substância sólida atrair e manter em sua superfície um gás, líquido ou uma substância em solução ou suspensão (GALVÃO, 1998).

A absorção e a solubilidade das bases resilientes em água têm sido demonstradas por autores. As resinas absorvem mais água quando comparadas com os silicones (EL-HADARY & DRUMMOND, 2000), e os silicones que têm cura em temperatura ambiente, absorvem maior quantidade de água do que os silicones termocurados processados em laboratório (BRADEN & WRIGHT, 1983).

A capacidade destes materiais em permitir que sejam molhados e não sejam totalmente hidrófobos é visto como uma vantagem, pois a saliva pode escoar sobre estas superfícies, formando um filme entre o material resiliente e a mucosa, o que confere maior retenção à prótese e maior conforto ao usuário. Com o intuito de melhorar a capacidade de molhamento das superfícies de próteses forradas com materiais macios, LOUKA *et al.* (1977), analisaram dois métodos de tratamento e concluíram que ambos os métodos foram eficientes, porém pouco eficazes, pois o efeito não durou mais do que duas semanas. Os silicones apresentam uma tendência menor para a formação de placa bacteriana, quando comparados à resina acrílica rígida (WATERS *et al.*, 1995).

São muitas as técnicas utilizadas pelos pesquisadores para avaliar a microinfiltração na interface entre duas superfícies. Estas técnicas incluem o uso de bactérias, ar comprimido, marcadores químicos, marcadores radioativos, microscopia eletrônica de varredura e a imersão em agentes corantes (TAYLOR & LYNCH, 1992); porém outros métodos são desenvolvidos para quantificar a

infiltração. DELIVANIS & CHAPMAN, em 1982, desenvolveram um método para avaliar a microinfiltração, utilizando-se de uma técnica eletroquímica, onde obtiveram resultados quantitativos. Estes autores sugeriram que por terem obtido valores quantitativos, este método permitiria a comparação com outros estudos, contudo, em seu próprio artigo, afirmaram ser impossível obter medições quantitativas objetivas, pois as medições são baseadas em julgamentos subjetivos. Seria de grande utilidade a padronização dos métodos experimentais para avaliar a microinfiltração (WALTON, 1987).

Muitos pesquisadores após realizarem suas pesquisas, colocaram valores em seus resultados, usando para isto, tabelas próprias para aquelas pesquisas especificamente, impossibilitando a comparação com outros trabalhos (CARDOSO *et al.*, 1999; ANIL *et al.*, 2000; GLADYS *et al.*, 2001). Todavia, parece não haver discordância entre os autores de que a principal bactéria a colonizar próteses é a *Candida albicans*. Em 1968, o *National Institute of Dental Reserch* identificou como colônias de *Candida albicans*, algumas áreas brancas circulares encontradas freqüentemente, na superfície de próteses reembasadas com Silastic 390, o primeiro material forrador resiliente a base de silicone, produzido nos Estados Unidos da América (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1968). Mais tarde, foi demonstrado que não apenas um tipo de *Candida* está presente nestas colônias, mas um grupo de bactérias do gênero *Candida* (SCHMIDT & SMITH, 1983; WRIGHT *et al.*, 1985; NIKAWA *et al.*, 1995). Entretanto, a capacidade destas bactérias em aderir à superfície dos silicones é

significativamente menor, quando comparada com a adesão à resina acrílica rígida da base da prótese (WATERS *et al.*, 1997).

Além da falta de adesão entre os forradores resilientes e a base rígida, os procedimentos de acabamento e polimento podem também afetar o tamanho da fresta entre estes materiais (PESUN *et al.*, 2002), porém estes materiais não podem ficar sem polimento, pois como foi relatado, quanto mais rugosas são as superfícies, mais difícil será a higienização das próteses (RADFORD *et al.*, 1998; IMAY & TAMAKI, 1999). A seqüência sugerida por HAYAKAWA (2001), para o polimento dos materiais macios foi a de manter a prótese total forrada dentro de um freezer por 15 minutos; polir a superfície com escova dura e um pó macio em baixa rotação; polir com escova macia e pó de óxido de zinco; eliminar áreas de pressão com fresa laminada e polir a superfície rugosa com uma ponta de silicone para base de resina. Todas estas etapas são realizadas com eventuais imersões em água gelada, com a finalidade de endurecer o material forrador macio e facilitar os procedimentos de polimento.

Entretanto, com o intuito de impedir ou minimizar as infiltrações entre os materiais restauradores e as paredes de esmalte ou dentina RETIEF (1987), estudou o efeito e ação dos sistemas adesivos que são propostos para facilitar ou promover a adesão entre duas superfícies distintas, especialmente com a ação prévia de alguma substância ácida. Os fabricantes dos materiais forradores começaram a produzir agentes adesivos, com o intuito de promover uma melhor

adesão entre a resina acrílica rígida e o material forrador macio (POLYZOIS *et al.*, 1991), e considerados aceitos para o uso clínico, pois a adesão foi favorecida (POLYZOIS, 1992).

Estes agentes adesivos são aplicados sobre a superfície basal de toda a superfície rígida da base da prótese (FIG. 1), formando um filme ou película forradora. O material resiliente é aplicado sobre estes adesivos, favorecendo a união entre os dois materiais de base da prótese (FIG. 2).

Também com o intuito de impedir ou retardar os efeitos deletérios da microinfiltração entre dois materiais diferentes da base das próteses, os fabricantes dos materiais forradores começaram a produzir



FIGURA 1 – Adesivo aplicado sobre a base rígida

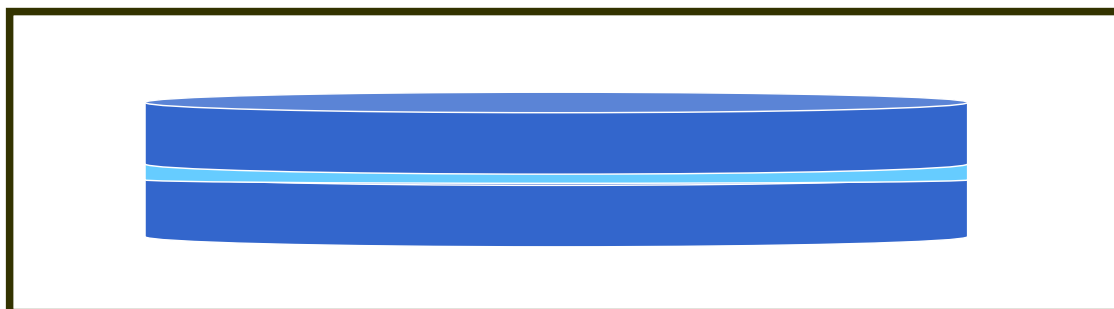


FIGURA 2 – Adesivo entre os dois materiais

selantes ou seladores para serem aplicados sobre a junção base/forrador (ANIL *et al.*, 2000), formando uma barreira física na entrada da interface, como representado esquematicamente na FIG. 3.

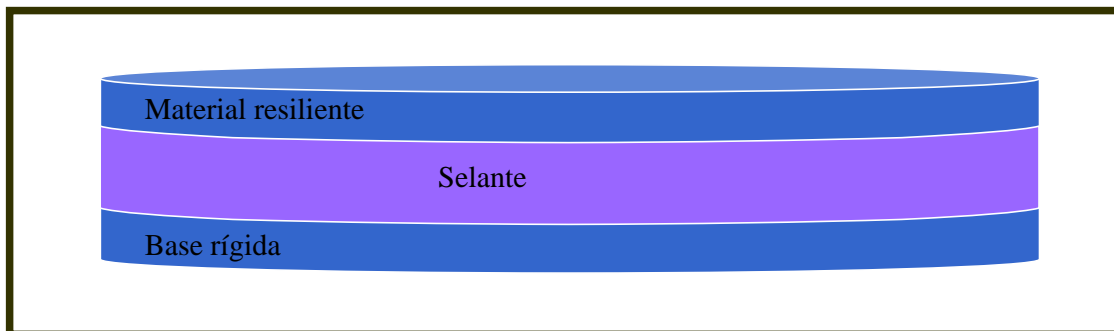


FIGURA 3 – Selante cobrindo toda a área da interface

A FIG. 4 demonstra os cilindros com os materiais rígido e resiliente seccionados, com uma película de adesivo entre os materiais e uma camada de selante cobrindo completamente a região da interface.

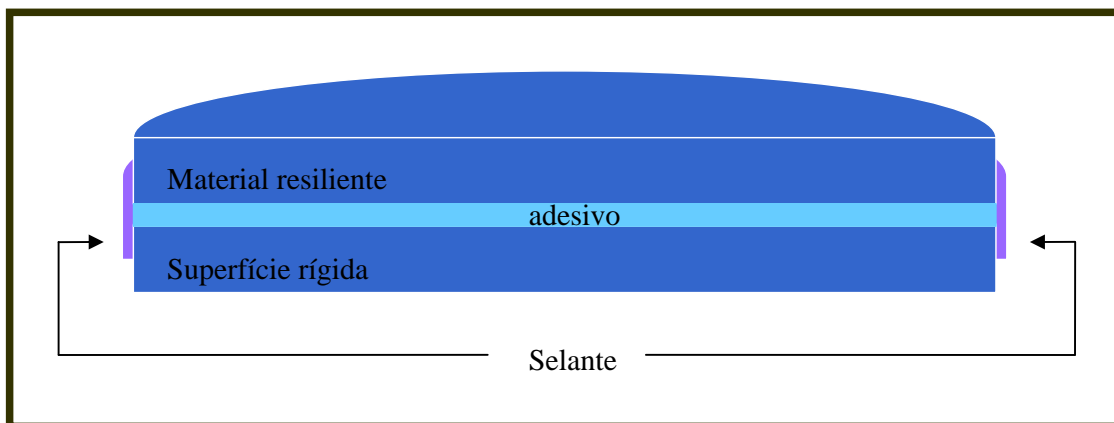


FIGURA 4 – Visão interna da posição do selante e do adesivo

As falhas adesivas entre os materiais resilientes e a base das próteses têm sido uma preocupação para os pesquisadores que tentam solucionar este problema. CRAIG & GIBBONS (1961), afirmaram que a asperização das superfícies de resina acrílica rígida, antes da colocação do material resiliente sobre ela, aumentaria a capacidade de adesão destes dois materiais, minimizando potencialmente a possibilidade de descolamento. Ao contrário desta afirmação, AMIN *et al.* (1981), demonstraram com sua pesquisa, que a asperização da base acrílica antes da aplicação do material resiliente, produz um efeito de enfraquecimento na adesão. Num estudo mais recente, JACOBSEN *et al.* (1997), pesquisaram o efeito da preparação da superfície da base acrílica, asperizando-a com o jateamento de partículas de alumínio ou com a aplicação de laser, e obtiveram os mesmos resultados que AMIN *et al.* (1981), ou seja, a preparação mecânica da superfície rígida da base da prótese, antes de ser aplicado o material forrador macio, pode ser desnecessário ou até mesmo desvantajoso, pois não melhora a adesão, ao contrário, diminui esta força.

Resumidamente podemos citar os fatores encontrados nesta pesquisa, relacionados com a microinfiltração entre os materiais forradores resilientes e o material da base da prótese total. Estes fatores podem ser considerados positivos ou negativos, pois ao interferirem no fenômeno da microinfiltração poderão maximizar, minimizar ou, até mesmo, impedir este processo deletério às próteses. A microinfiltração pode ser influenciada pelos seguintes fatores:

- **Adesão:** É a união provocada pela atração entre as moléculas de diferentes substratos. Quanto melhor for a adesão entre o material resiliente e a resina acrílica da base da prótese, mais difícil será o deslocamento e a microinfiltração. Alguns materiais apresentam melhor adesão ao poli (metacrilato de metila), do que outros (STORER, 1962; BATES, 1965; AMIN, 1981; McMORDIE & KING, 1989; KAWANO *et al.*, 1992; SINOBAD *et al.*, 1992; AYDIN *et al.*, 1999; AL-ATHEL & JAGGER, 1996a; ANUSAVICE, 1998; KHAN *et al.*, 1989; EL-HADARY & DRUMMOND, 2000; BAYSAN *et al.*, 1998; WATERS & JAGGER, 1999; PINTO *et al.*, 2002).

- **Porosidades:** A vaporização do monômero não reagido e de polímeros de baixo peso molecular ou a mistura inadequada do pó e do líquido da resina da base da prótese, pode produzir porosidades no material processado. Quando estas porosidades estão na borda da interface, ocorrerão micro-regiões onde não haverá adesão, e que sofrerão sobrecarga em situação de tensão ou tração, o que romperá as forças adesivas. Quando o descolamento ao redor de uma porosidade une-se a outra porosidade e assim por diante, ocorre um fenômeno semelhante a um “zíper”, e o descolamento ocorre rapidamente (NIKAWA *et al.*, 1995; ANUSAVICE, 1998; YANNIKAKIS *et al.*, 2002). Quanto menos porosidades apresentar a resina rígida, mais dificilmente ocorrerá a microinfiltração e o descolamento.

- **Uso de Selante:** A aplicação de produtos seladores ao redor da interface material macio/base rígida demonstrou ser eficiente na prevenção da microinfiltração (WATERS & JAGGER, 1999). Estes produtos atuam como barreiras físicas, impedindo ou minimizando a possibilidade de ocorrer a microinfiltração e o descolamento.

- **Uso de Adesivos:** A aplicação de uma ou duas camadas de agentes adesivos entre as superfícies dos dois materiais promove um contato melhor, com mais áreas entre as superfícies, o que irá facilitar a adesão e aumentar a força de união entre estes materiais, minimizando a microinfiltração (McMORDIE & KING, 1989; POLYZOIS *et al.*, 1991; POLYZOIS, 1992; McCABE *et al.*, 2002).

- **Coefficiente de Expansão Térmica:** Definido por ANUSAVICE (1998), como a mudança em comprimento por unidade de comprimento original de um material, quando a temperatura é aumentada 1°C. Dois materiais diferentes, com coeficientes de expansão térmica diferentes, expandem diferentemente em função de uma variação térmica. Se estes dois materiais estão sobrepostos e aderidos, ao serem submetidos a uma variação térmica, ambos irão expandir, porém de forma desigual. Esta diferença irá provocar tensões na interface, o que promoverá o descolamento. Quanto mais próximos forem os coeficientes de expansão térmica, menor será a diferença de expansão e a concentração de tensões, minimizando a possibilidade de microinfiltração.

- **Molhamento**: Segundo ANUSAVICE (1998), é a capacidade de uma superfície em permitir que um líquido escoe facilmente por sua superfície. Um molhamento verdadeiro promoveria uma adesão tão forte entre a base rígida e o material resiliente, que se houvessem rupturas, elas seriam todas de caráter coesivo e não adesivo (WATERS *et al.*, 1995). Pode ser dito que quanto mais capaz em permitir o molhamento, melhor será a adesão e menor a microinfiltração entre este material e o poli (metacrilato de metila).

- **Energia superficial**: É a diferença de energia de atração entre os átomos que estão na superfície de um substrato, e aqueles que estão no interior da grade molecular (ANUSAVICE, 1998). As ligações químicas existentes entre os átomos que estão mais profundamente em um material, são ligações mais estáveis, pois há a presença de átomos por todos os lados. Ao contrário, os átomos posicionados superficialmente em um substrato, têm suas ligações menos estáveis, pois não há a presença de átomos por todos os lados, como demonstrado na FIG. 5.

Esta diferença de energia é capaz de promover uma atração entre dois substratos diferentes, quando forem aproximados (ANUSAVICE, 1998). Quanto maior for a diferença de energia entre os dois substratos, maior será a atração entre eles, dificultando a formação de microinfiltrações.

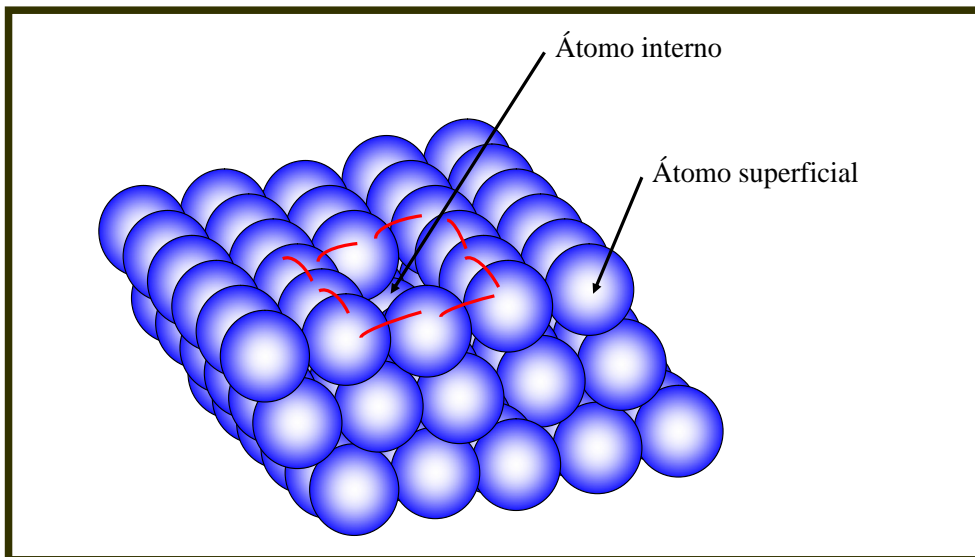


FIGURA 5 – Grade de átomos

- ***Tensões de processamento***: Segundo ANUSAVICE (1998), quando ocorrem inibições de alterações dimensionais, sempre haverá a formação de tensões internas. Quando estas tensões são relaxadas, poderá ocorrer uma distorção do material e alterações dimensionais. Quando ocorre a polimerização da resina acrílica da base de próteses totais, dentro da mufla, observa-se a formação de tensões decorrentes do processamento, o que invariavelmente provocará alterações dimensionais que serão diferentes para a resina rígida e o material forrador resiliente, podendo provocar também, tensões na interface. Portanto, quanto menores forem as tensões provocadas pelo processamento dos materiais da base das próteses, menores serão as alterações dimensionais, diminuindo a possibilidade de provocar o descolamento do material resiliente e por conseqüência disto, minimizando a microinfiltração.

- **Solubilidade:** É a propriedade de uma substância dissolver-se. Os materiais forradores macios para base de próteses estão expostos à lixiviação* quando imersos em meio aquoso como a saliva (BRADEN, 1983). A perda da adesão entre o material resiliente e a base da prótese, a deterioração da superfície, o acúmulo de placa bacteriana, a perda da resiliência e a propensão para o acúmulo e desenvolvimento de uma microbiota oral, são falhas clínicas dos materiais resilientes atribuídas à absorção e solubilidade da água (FRAUNHOFER & SICHINA, 1994; KAWANO, 1994; HEKIMOGLU & ANIL, 1999a; EL-HADARY & DRUMMOND, 2000). Para que o material forrador possa ter longevidade, deveria apresentar baixos valores para solubilidade e absorção de água (HEKIMOGLU & ANIL, 1999a). Quanto maiores forem os valores para a solubilidade, mais facilmente ocorrerá a microinfiltração, pelo enfraquecimento da adesão entre os materiais da base das próteses.

- **Absorção de água:** De acordo com ANUSAVICE (1998), o poli (metacrilato de metila) absorve relativamente pouca quantidade de água, e que o principal mecanismo de ingresso da água é a difusão. Difusão é a migração de uma substância através de um espaço ou dentro de uma segunda substância onde as moléculas de água penetram no poli (metacrilato de metila) e ocupam lugar

*Lixiviar: Remover componentes solúveis de uma substância pela ação de um líquido.

entre as cadeias poliméricas, provocando dois efeitos significativos: 1- ligeira expansão da massa polimerizada e 2- as moléculas de água agem como plasticizador, interferindo no entrelaçamento da cadeia polimérica (ANUSAVICE, 1998). Como já foi descrito, vários pesquisadores apontaram a absorção de água, associada à solubilidade, como causadores de várias falhas clínicas nos materiais forradores resilientes (HEKIMOGLU, 1999a; KAWANO, 1994; EL-HADARY & DRUMMOND, 2000). Quanto menores forem os valores para a absorção de água num material macio para base de prótese, menor tensão será induzida na interface e menor será a possibilidade de ocorrer a microinfiltração.

- ***Relaxamento Estrutural:*** Quando uma substância suporta uma carga ou tensão que lhe deforma permanentemente, são formados dentro destas substâncias, alguns pontos de concentração de tensões (ANUSAVICE, 1998). Segundo ANUSAVICE (1998), um material resiliente após sofrer uma deformação plástica, terá átomos deslocados em sua grade espacial, e o sistema não estará em equilíbrio, porém através de um processo de difusão em estado sólido, guiado pela energia térmica, estes átomos tornarão às suas posições de equilíbrio na grade estrutural, o que causará uma alteração na forma ou contorno do material resiliente, ou seja, ocorrerá uma distorção. Este arranjo relaxará as tensões formadas. Quanto mais elástico o material for, menor será a concentração de cargas a serem relaxadas e, portanto, menor será a deformação (SATO *et al.*, 2000). Quanto menos tensões forem acumuladas no interior do

material resiliente, menor será o relaxamento estrutural, o que poderia contribuir para evitar a microinfiltração na interface, pois também seriam menores as deformações do material resiliente.

- ***Fadiga por Flexão***: Fator comumente citado por ser o causador de fratura de próteses totais, especialmente as forradas com material resiliente (KELLY, 1969). A flexão da prótese pode provocar tensões na interface, favorecendo o descolamento e a microinfiltração. Alguns materiais utilizados para desinfecção das peças protéticas podem diminuir a resistência à flexão das bases das próteses (ALDANA *et al.*, 1994), porém o reembasamento com resina acrílica rígida fotoativada aumentou a resistência flexural (CHAI, 1998). Outros meios de fortalecer a resistência à flexão são indicados por KELLY (1969): 1- o uso de resinas termocuradas, por serem mais resistentes a este tipo de falha; 2- o uso de polímeros com grânulos finos, pois aumenta a resistência à flexão; e 3- evitar concentradores de cargas, como os alívios nas bordas para posicionamento do freio labial. Estes cuidados poderiam evitar a microinfiltração, pois diminuem a possibilidade de fadiga por flexão.

- ***Método de Processamento***: O método ou técnica utilizados para o processamento das próteses forradas com materiais forradores resilientes, pode influenciar a dureza do material alterando a sua resistência a flexão. Quando comparados os resultados dos processamentos realizados no laboratório, com o método que utiliza resinas autopolimerizáveis, foram constatados melhores

valores de dureza para os processados no laboratório (PARR & RUEGGEBERG, 2002). Contudo, ao ser utilizado o processo de polimerização dos silicones resilientes pela energia de microondas, é necessário que este aparelho esteja regulado a 650W durante três minutos, para que a adesão entre os dois materiais não seja enfraquecida (BAYSAN *et al.*, 1998), pois como já foi discutido, quanto menor for a capacidade de adesão do material forrador, mais facilmente poderá ocorrer a microinfiltração. Outro método de processamento, preconiza colocar o material resiliente contra a base já polimerizada e não contra uma base ainda não polimerizada (KAWANO *et al.*, 1997b). Deveriam ser escolhidos os melhores métodos de processamento para cada tipo de material reembasador, com o intuito de minimizar a possibilidade de ocorrer a microinfiltração.

- ***Tipos de Compostos Químicos***: Existe uma adesão química formada entre o material forrador resiliente e o material da base de prótese. Uma variação na estrutura química de polimerização destes materiais irá influenciar esta adesão (AMIN *et al.*, 1981; POLYZOIS, 1992; AL-ATHEL & JAGGER, 1996b). Certamente materiais diferentes, com diferentes composições químicas, reagem diversamente quando suas propriedades são avaliadas e comparadas (TAMURA *et al.*, 2002).

- ***Técnicas de Polimento e Acabamento***: Podem afetar o tamanho da fenda na interface entre os materiais forradores resilientes e a base rígida da

prótese (HAYAKAWA, 2001; PESUN *et al.*, 2002). Quando estes materiais são submetidos às técnicas de acabamento, tensões e cargas são impressas na junção, o que provoca uma separação entre os materiais, muitas vezes perceptível a olho nu. Quanto menores forem as tensões na interface no momento do acabamento e polimento das peças protéticas, menor será a microinfiltração.

- **Termociclagem:** A variação da temperatura controlada com o intuito de simular o envelhecimento de amostras de materiais reembasadores de próteses, interfere na microinfiltração entre os materiais da base da prótese de diversas maneiras. A termociclagem causa o efeito da deformação permanente de alguns materiais reembasadores resilientes (SANCHEZ, 1999; PINTO *et al.*, 2002) e também altera a força de adesão na interface entre o material resiliente e a base da resina acrílica rígida, aumentando a resistência à tração, ou diminuindo esta força (KULAK – OZKAN *et al.*, 2003). Quanto menor a deformação permanente e maior a resistência à tração, menor será a probabilidade de ocorrer a microinfiltração.

- **Viscoelasticidade:** Os materiais forradores resilientes apresentaram diferentes comportamentos em testes que avaliaram a sua viscoelasticidade (JEPSON *et al.*, 1993; TAMURA *et al.*, 2002). Quanto maior for a resistência ao movimento de escoamento, devido a ação de uma pressão ou carga, menor será a possibilidade de ocorrer a microinfiltração, pois menores serão as tensões entre

as moléculas do material resiliente localizadas em contato com as moléculas da resina rígida ou do adesivo.

- **Tensões de tração:** Muitos testes *in vitro* foram realizados com o intuito de avaliar a força de adesão dos materiais resilientes ao poli (metil metacrilato) da base das próteses (KAWANO *et al.*, 1997a; BORCHERS, 1999; WATTERS & JAGGER, 1999; SANCHEZ, 1999; EL-HADARY & DRUMMOND, 2000), e demonstraram que as tensões de tração são capazes de provocar o descolamento entre aqueles materiais. Os materiais reembasadores resilientes que demonstraram maior resistência às forças de tração, apresentaram melhor adesão à base rígida da prótese (AYDIN *et al.*, 1999). Quanto maiores foram as tensões por tração, maiores serão as probabilidades de surgirem microinfiltrações.

- **Microinfiltração bacteriana:** A infestação de bactérias na superfície do material resiliente forrador, e também na interface entre este material e a base da prótese, pode comprometer a estabilidade a longo prazo (KAWANO *et al.*, 1994), pois esta ação da flora oral é capaz de produzir uma deterioração da textura da superfície dos forradores resilientes (JEPSON *et al.*, 1994) e até mesmo uma relação na sua resistência à flexão (ALDANA *et al.*, 1994). A possibilidade de ocorrer microinfiltrações na interface é diretamente proporcional à quantidade de bactérias sobre as próteses.

- **Higienização:** A ação mecânica e química dos métodos utilizados para a limpeza das próteses forradas com materiais resilientes, podem causar danos à prótese (JAGGER & HARRISON, 1995), podendo provocar rugosidades no material macio (NIKAWA *et al.*, 1995; NIKAWA *et al.*, 2003), o que facilita ainda mais a colonização de bactérias (RADFORD *et al.*, 1998). Apesar de os métodos que utilizam apenas higienizadores químicos não terem sido demonstrados totalmente eficientes (KENG & LIM, 1996), estes deveriam ser escolhidos para efetuar a limpeza destas próteses, para evitar os efeitos deletérios no material forrador macio (NIKAWA *et al.*, 1995; NIKAWA *et al.*, 2003). Quanto mais eficiente em remover a placa bacteriana da superfície da prótese e menos abrasivo for o método de higienização, menor será a possibilidade da microinfiltração na interface ocorrer.

- **Adsorção de proteínas salivares:** A capacidade de um material forrador resiliente atrair e manter em sua superfície proteínas oriundas da saliva, potencializa a capacidade de adesão de bactérias *Candida albicans* (IMAI & TAMAKI, 1999). Como já foi discutido, a microinfiltração bacteriana é capaz de produzir avarias no material forrador resiliente (KAWANO *et al.*, 1994; JEPSON *et al.*, 1994; ALDANA *et al.*, 1994) facilitando as microinfiltrações e o descolamento.

- **Preparação Mecânica:** O tratamento da superfície de resina acrílica rígida da base da prótese, com o intuito de torná-la áspera antes de receber o

material forrador resiliente, reduziu significativamente a força de adesão na interface entre estes materiais, criando um ambiente propício para o desenvolvimento de bactérias e deterioração da prótese (JACOBSEN *et al.*, 1997), o que propicia a ocorrência da microinfiltração.

Esta pesquisa demonstrou que os materiais forradores resilientes, quer sejam à base de resina acrílica, quer sejam à base de silicone, possuem grande utilidade e aplicabilidade em próteses totais ou prótese parciais removíveis. Se o portador da prótese reembasada com material resiliente possui alguma enfermidade ou deficiência que dificulte ou impeça a utilização de próteses convencionais com base totalmente rígida, torna-se preponderante o uso de próteses com bases resilientes. Porém, o cirurgião-dentista que lança mão deste artifício, com o intuito de promover maior conforto aos seus pacientes, deve estar ciente de que os materiais resilientes apresentam vantagens e também desvantagens, que limitam suas indicações. Há uma grande variedade de materiais forradores resilientes com diferentes comportamentos frente às situações que lhes são impostas.

Este trabalho teve o intuito de contribuir para a melhor compreensão do uso dos materiais forradores resilientes para a base de prótese. Sugere-se no futuro, maior número de pesquisas a respeito do comportamento dos materiais resilientes, preferencialmente pesquisas “in vivo”. E a padronização e regulamentação dos métodos de pesquisa, tendo em vista a grande dificuldade

dos diversos autores citados em comparar seus resultados devido a diversidade de métodos utilizados para se avaliar ou quantificar os resultados obtidos.

Portanto, baseando-se no levantamento bibliográfico realizado neste estudo, sugere-se que o material resiliente e a técnica a serem adotados no momento do reembasamento de próteses totais com materiais forradores resilientes, devem ser selecionados baseados no conhecimento e análise criteriosa dos vários fatores envolvidos no fenômeno da microinfiltração que ocorre na interface localizada entre a resina acrílica rígida e o material forrador macio, pois sendo assim, se poderá minimizar ou até mesmo evitar o efeito deletério da microinfiltração nesta interface e, garantindo portanto a longevidade clínica necessária da prótese total forrada com material resiliente .

6. CONCLUSÕES

Baseando-se nos dados levantados, debatidos e confrontados, e de acordo com o já exposto, pode-se concluir que:

1. A microinfiltração bacteriana na interface não apenas propicia, mas também provoca o descolamento do material forrador.

2. A microinfiltração de líquidos entre a base rígida e o forrador resiliente ocorre o tempo todo em que esta peça esteja exposta aos fluídos bucais.

3. Os fatores envolvidos no fenômeno da microinfiltração encontrados neste estudo são: adesão, porosidades, uso de selantes, uso de adesivos, coeficiente de expansão térmica, molhamento, energia superficial, solubilidade, absorção de água, tensões de processamento, relaxamento estrutural, fadiga por flexão, método de processamento, tipos de compostos químicos, técnicas de polimento e acabamento, termociclagem, viscoelasticidade, tensões de tração, microinfiltração bacteriana, higienização, adsorção de proteínas salivares e preparação mecânica.

4. Tanto os adesivos aplicados sobre a superfície da prótese total antes de ser colocado o material forrador, como também os seladores aplicados

sobre a interface entre a resina rígida e o material resiliente, contribuem significativamente para a redução da microinfiltração.

5. Nenhum dos materiais forradores resilientes disponíveis, apresentam propriedades ideais de perfeita adesão à base rígida da prótese, que impeça a microinfiltração na interface entre estes dois materiais.

6. A asperização da base de resina rígida antes de ser forrada com um material resiliente, além de não favorecer a adesão entre os materiais, também prejudica a adesão.

ABSTRACT

The denture soft lining materials are used at the dentistry clinic, providing comfort to the patients that utilize these prosthesis. However, the microleakage in dentures at the located interface between the acrylic resin base and the soft lining materials, confectioned of acrylics or silicones, has been pointed as an important factor of detachment between these two materials. Therefore, the respect of this subject was objectified to carry through a bibliographical revision about microleakage. In this research it was observed that the dentures lined with resilient materials, do not have a satisfactory longevity, in its majority, therefore they suffer diverse types of damage, among them microleakage, many times disabling the continuity of its use. This constant necessity to substitute denture, or to reconstitute the material resilient has been motivated, to a large extent, for the detachment of the soft lining material. This research pointed and argued some factors capable to intervene with the phenomenon of microinfiltration; and concluded that the used methods - addition of an adhesive film and/or application of a sealant product in the external portion of the interface - with intention to solve or to minimize this problem, they have been efficient, diminishing the deleterious effect of microleakage and delaying the detachment. The microleakage of liquids between the rigid base and the soft denture liner occurs all time that this part is displayed to buccal fluids. The microleakage in the interface, not only propitiates, as also provokes the detachment of the soft material. It was also verified that, none of the soft denture material available, presents ideal properties of perfect adhesion to the rigid denture base that hinders microleakage in the interface between these two materials.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. AL-ATHEL, M. S., JAGGER, R. G. (a). Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.76, n.5, p.535-540, Nov. 1996.
2. AL-ATHEL, M. S., JAGGER, R. G. (b). Resilient strength of resilient lining materials to various denture base resins. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.9, n.2, p.167-170, 1996.
3. ALDANA, L., MARKER, V. A., KOLSTAD, R., et al. Effects of *Candida* treatment regimens on the physical properties of denture resins. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.7, n.5, p.473-478, 1994.
4. ALVAREZ, A. P., BERNAN, L. A. M., CASELA, E. **Protesis**. Buenos Aires: Editora Mundi, p.111, 1946.
5. AMIN, W. M., FLETCHER, A. M., RITCHIE, G. M. The nature of interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. **Journal of Dentistry**, Great Britain, v.9, n.4, p.336-346, Apr. 1981.
6. ANIL, N., HEKIMOGLU, C., BÜYÜKBAS, N., et al., Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: Effect of accelerated aging. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.84, n.4, p.394-399, Oct. 2000.
7. ANUSAVICE, K. J. **Phillips – Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. p.14-16, 18-20, 150-157.

¹ De acordo com a NBR 6023: Referências Bibliográficas, de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT, e abreviaturas dos títulos de periódicos em conformidade com a base de dados Medline.

8. AYDIN, A. K., TERZIOGLU, H., AKINAY, A. E., et al. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. **Dental Materials**, n.15, p.211-218, Mar. 1999.
9. AYDINLIK, E., AKAY, H. U. Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.44, n.1, p.17-20, Jul. 1980.
10. BATES, J. F., SMITH, D. C. Evaluation of indirect resilient liners for denture: laboratory and clinical test. **Journal of American Dental Association**, v.70, n.2, p.344-353, Feb. 1965.
11. BAYSAN, A., PARKER, S., WRIGHT, P. S. Adhesion and tear energy of a long-term soft lining material activated by rapid microwave energy. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.79, n.2, p.182-187, Feb. 1998.
12. BORCHERS, L. Bond strength of silicone lining materials to poly (methyl methacrylate). In: 77th GENERAL SESSION OF THE INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH, 335., 1999, Vancouver, Mar. 1999.
13. BRADEN, M., WRIGHT, P. S. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. **J. Dent. Res.**, v.62, n.6, p.764-768, Jun. 1983.
14. BURNETT, C. A., CALWELL, E., CLIFFORD, T. J. Effect of verbal and written education on denture cleansing habits. **Eur. Journal Prosthodont. Restor. Dent.**, v.2, n.2, p.79-83, Dec. 1993.
15. CARDOSO, P. E. C., PLACIDO, E., FRANCI, C. E., et al. Microleakage of Class V resin-based composite restorations using five simplified adhesive systems. **American Journal of Dentistry**, v.12, n.6, p. 291-294, 1999.

16. CARLSSON, G. E., OTTERLAND, A., WENNSTRÖM, A. Patient factors in appreciation of complete dentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.17, n.4, p.322-328, Apr. 1967.
17. CHAI, J., TAKAHASHI, Y., KAWAGUCHI, M. The flexural strengths of denture base acrylic resins after relining with a visible-light-activated material. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.11, n.2, p.121-124, 1998.
18. COMIN, M. S. **Avaliação da dureza shore A, absorção e solubilidade de três materiais de revestimento macios em prótese total submetidos a condições bucais prolongadas.** Bauru, 1997. 142 p. Dissertação (Mestrado em odontologia, sub área de Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo.
19. CRAIG, R. G., GIBBONS, P. Properties of resilient denture liners. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v.63, n. 9, p.382-390, Sep. 1961.
20. DELIVANIS, P. D., CHAPMAN, K. A. Comparison and reliability of techniques for measuring leakage and marginal penetration. **Oral Surgery**, v.53, n.4, 410-416, Apr. 1982.
21. DOOTZ, E. R., KORAN III, A., CRAIG, R. G. Physical property comparison of 11 soft denture lining material as a function of accelerated aging. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.69, n.1, p.114-119, Jan. 1993.
22. DRUMMOND, J. R., MAILLOU, P., MUNRO, A., et al. The use of silicone dentures for edentulous patients. **Dental Update**, n.24, p.324-326, Oct. 1997.

23. EDUARDO, J. V. P., Materiais macios usados em base de prótese total para reembasamento direto e indireto. **Revista da Associação Paulista dos Cirurgiões-dentistas – APCD**, São Paulo, v.51, n.6, p.531-533, nov/dez, 1997.
24. EL-HADARY, A., DRUMMOND, J. L. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.83, n.3, p.356-361, Mar. 2000.
25. FELTRIN, P. P. **Estudo clínico das lesões na mucosa bucal em pacientes portadores de prótese total mucosuportada**. São Paulo, 1986. 76 p. Dissertação (Mestrado em odontologia) – Universidade de São Paulo.
26. FRAUNHOFER, J. A., SICHINA, W. J. Characterization of the physical properties of resilient denture liners. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.7, n.2, p.120-128, 1994.
27. FURUKAWA, K. K., NIAGRO, F. D., RUNYAN, D. A., et al., Effectiveness of chlorine dioxide in disinfection on two soft denture liners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.80, n.6, p.723-729, Dec. 1998.
28. GLADYS, S., MEERBEEK, B. V., LAMBRECHTS, P., et al. Microleakage of adhesive restorative materials. **American Journal of Dentistry**, Great Britain, v.14, n.3, p.170-176, Jun. 2001.
29. HASHIMOTO, M., OHNO, H., KAGA, M., et al. Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. **American Journal of Dentistry**, v.14, n.4, p.211-215, Aug. 2001.

30. HAYAKAWA, I. **Principles and practices of complete dentures – creating the mental image of a denture.** Tokyo: Quintessence Publishing Co., Ltd, 2001. p.231-252.
31. HEKIMOGLU, C., ANIL, N. (a). Sorption and solubility of soft denture liners after accelerated aging. **American Journal of Dentistry**, v.12, n.1, Feb.1999.
32. HEKIMOGLU, C., ANIL, N. (b). The effect of accelerated ageing on the mechanical properties of soft denture lining materials. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.26, n.9, p.745-748, Sep. 1999.
33. IMAI, Y., TAMAKI, Y. Measurement of adsorption of salivary proteins onto soft denture lining materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.82, n.3, p.348-351, Sep. 1999.
34. JACOBSEN, N. L., MITCHELL, D. L., JOHNSON, D. L., et al. Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.78. n.2, p.153-158, Aug. 1997.
35. JACOBSON, T. E., KROL, A. J. A contemporary review of the factors involved in complete dentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.49, n. 3, p.306-313, Mar. 1983.
36. JAGGER, D. C., HARRISON, A. Denture cleansing – the best approach. **British Dental Journal**, v.178, n.11, p.413-417, Jun. 1995.
37. JEPSON, N. J. A., McCABE, J. F., STORER, R. Evaluation of the viscoelastic properties of denture soft lining materials. **Journal of Dentistry**, Great Britain, v.21, p.163-170, 1993.
38. JEPSON, N. J. A., McCABE, J. F., STORER, R. The clinical serviceability of two permanent denture soft linings. **British Dental Journal**, v.177, n.1, p.11-16, Jul. 1994.

- 39.KAWANO, F., DOOTZ, E. R., KORAN III, A. et al. Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.68, n.2, p.368-371, Aug. 1992.
- 40.KAWANO, F., KORAN III, A., ASAOKA, K., et al. Effect of soft denture liner on stress distribution in supporting structures under a denture. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.6, n.1, p.43-49, 1993.
- 41.KAWANO, F., DOOTZ, E. R., KORAN III, A., et al. Sorption and solubility of 12 soft denture liners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.72, n.4, p.393-398, Oct. 1994.
- 42.KAWANO, F., KORAN III, A., NURYANTI, A. et al. (a) Impact absorption of four processed soft denture liners as influenced by accelerated aging. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.10, n.1, p.55-60, 1997.
- 43.KAWANO, F., DOOTZ, E. R., KORAN III, A., et al. (b) Bond strength of six soft denture liners processed against polymerized and unpolymerized poly (methyl methacrylate). **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.10, n.2, p.178-182, 1997.
- 44.KAWANO, F., OHGURI, T., KORAN III, A. et al. Influence of lining design of three soft denture liners on cushioning effect. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.26, n.12, p.962-968, 1999.
- 45.KELLY, E. Fatigue failure in denture base polymers. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.21, n.3, p.257-266, Mar. 1969.
- 46.KENG, S., LIM, M. Denture plaque distribution and the effectiveness of a perborate-containing denture cleanser. **Quintessence International**, v.27, n.5, p.341-345, May 1996.

- 47.KHAN, Z., MARTIN, J., COLLARD, S. Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.62, n.2, p.196-200, Aug. 1989.
- 48.KULAK-OZKAN, Y., SERTGOZ, A., GEDIK, H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.89, n.3, p.303-310, Apr. 2003.
- 49.LOUKA, A. N., GESSER, H. D., KASLOFF, Z. A laboratory evaluation of the effect of two surface-wetting treatments on soft denture liners. **J. Dent. Res.**, v.56, n.8, p.953-959, Aug. 1977.
- 50.MACK, P. J. Denture soft lining materials: clinical indications. **Australian Dental Journal**, v.34, n.5, p.454-458, Oct. 1989.
- 51.MÄKILÄ, E., HONKA, O. Clinical study of heat-cured silicone soft lining materials. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.6, n.2, p.199-204, Apr. 1979.
- 52.McCABE, J. F. Soft lining materials: composition and structure. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.3, n.3, p.273-278, Jul. 1976.
- 53.McCABE, J. F., CARRICK, T. E., KAMOHARA, H. Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. **Biomaterials**. V. 23, n.5, 1347-1352, Mar. 2002.
- 54.McGREGOR, R. R. **Silicones and their uses**. 1^a ed. York: McGraw-Hill Book Company, Nov. 1954.
- 55.McMORDIE, R., KING, G. E. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.61, n.5, p.636-639, May 1989.

- 56.MURATA, H., TAGUCHI, N., HAMADA, T., et al. Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function. **J. Dent. Res**, v.81, n.2, p.123-128, Feb. 2002.
- 57.NEVES, F. D. **Estudo de resinas acrílicas utilizadas como materiais condicionadores de tecidos e reembasadores macios**. Ribeirão Preto, 1996. 125 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia sub área de Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo.
- 58.NEWLANDS, C. **Materiais Odontológicos**. Rio de Janeiro: Editora Científica, p.507-517, 1958.
- 59.NIKAWA, H., YAMAMOTO, T., HAMADA, T., et al. Commercial denture cleansers – Cleansing efficacy against *Candida albicans* biofilm and compatibility with soft denture-lining materials. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.8, n.5, p.434-444, Sep-Oct. 1995.
- 60.NIKAWA, H., JIN, C., MAKIHIRA, S. et al. Biofilm formation of *Candida albicans* on the surfaces of deteriorated soft denture-lining materials caused by denture cleanser in vitro. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.30, n.3, p.243-250, Mar. 2003.
- 61.PANDURIC, J., HUSNJAK, M., GULJAS, K. et al. The simulation and calculation of the fatigue of the lower complete denture in function by means of the finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.25, n.7, p.560-565, Jul. 1998.
- 62.PARANHOS, H. F. O., PARDINI, L. C., PANZERI, H. Hábitos de higienização de portadores de próteses totais. **Rev. Paulista de Odontologia**, v.13, n.1, p.11-21, jan-fev. 1991.

63. PARANHOS, H. F. O., MALACHIAS, A., PARDINI, L. C. Materiais para limpeza de dentadura: revisão da literatura. **Rev. Fac. Odontol. Lins**, v.4, n.2, p.19-24, jul-dez. 1991.
64. PARR, G. R., RUEGGEBERG, F. A. In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.88, n.2, p.139-144, Aug. 2002.
65. PEREIRA, P. N. R., OKUDA, M., NAKAJIMA, M., et al. Relationship between bond strengths and nanoleakage: Evaluation of a new assessment method. **American Journal of Dentistry**, v.14, n.2, p.100-104, Abr. 2001.
66. PESUN, I. J., HODGES, J., LAI, J. H. Effect of finishing and polishing procedures on the gap width between a denture base resin and two long-term, resilient denture liners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis. v.87, n.3, 311-318, Mar. 2002.
67. PHILLIPS, R. W. **Materiais Dentários Skinner**. 9ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.7-25, 118-119, 1993.
68. PIETROKOVSKI, B. O., AZUELOS, J., TAU, S., et al. Oral findings in elderly nursing home residents in selected countries: Oral hygiene conditions and plaque accumulation on denture surfaces. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.73, n.2, p.136-141, Feb. 1995.
69. PINTO, J. R. R., MATHIAS, A. C., EDUARDO, J. V. P., et al. Estudo dos materiais reembasadores resilientes em prótese total. **Revista da Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas**, São Paulo, v.56, n.2, p.131-134, mar-abr. 2002.

70. PINHEIRO, C., Soluções para quem perdeu todos os dentes. **Revista da Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas**, São Paulo, v.55, n.2, p.73-81, mar-abr. 2001.
71. PIOCH, T., STAEHLE, H. J., DUSCHNER, H., et al. Nanoleakage at the composite-dentin interface: A review. **American Journal of Dentistry**, v.14, n.4, p.252-258, Aug. 2001.
72. POLYZOIS, G. L., FRANGOU, M. J., ANDREOPOULOS, A. G. The effect of bonding agents on the bond strengths of a facial silicone elastomers to a visible light-activated resin. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.4, n.5, p.440-444, 1991.
73. POLYZOIS, G. L. Adhesion properties of resilient lining materials bonded to light-cured denture resins. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.68, n.5, p.854-858, Nov. 1992.
74. RADFORD, D. R., CHALLACOMBE, S. J., WALTER, J. D. Adherence of phenotypically switched *Candida albicans* to denture base materials. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.11, n.1, p.75-81, 1998.
75. RETIEF, D. H. Are adhesive techniques sufficient to prevent microleakage? **Operative Dentistry**, v.12, p.140-145, 1987.
76. SANCHEZ, J. L. L. **Estudo “in vitro” da resistência da união entre resina acrílica e materiais reembasadores resilientes submetidos ou não a termocilclagem**. Piracicaba, 1999. 143 p. (Mestrado em Odontologia na área de Prótese Dental) – Universidade Estadual de Campinas.
77. SATO, Y., ABE, Y., OKANE, H., et al. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.27, p.660-663, 2000.

- 78.SCHMIDT, W. F., SMITH, D. E. A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II: Liner serviceability. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.50, n.4, p.459-465, Oct. 1983.
- 79.SHIM, J., WATTS, D. C. An examination of stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.13, n.1, p.19-24, 2000.
- 80.SINOBAD, D., MURPHY, R., HUGGETT, R., et al. Bond strength and rupture properties of some soft denture liners. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.19, p.151-160, 1992.
- 81.SOUZA, A. C. **Prothese Dentaria, Dentaduras**. 6ª ed. Juiz de Fora: Estabelecimento Graphico Companhia Dias Cardoso, p.401-417, 1926.
- 82.STAFFORD, G. D., HUGGET, R., MCGREGOR, A. R., et al. The use of nylon as a denture-base material. **Journal of Dentistry**, Great Britain, v.14, n.1, p.18-22, Feb. 1986.
- 83.STORER, R. Resilient denture base materials. Part II: Clinical trial. **British Dental Journal**, v.113, n.7, p.231-239, Oct. 1962.
- 84.SWENSON, M. G., TRAPOZZANO, V. R. **Dentaduras Completas**. Caracas: Union Tipográfica Editorial Hispano-Americana, p.502-514, 1948.
- 85.TAMURA, F., SUZUKI, S., MUKAI, Y. An evaluation of the viscoelastic characteristics of soft denture liners. **Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.11, n.4, p.270-277, Dec. 2002.
- 86.TAYLOR, M. J., LYNCH, E. Microleakage. **Journal of Dentistry**, Great Britain, v.20, n.1, p.3-10, 1992.
- 87.TURANO, J. C., TURANO, L. M. **Fundamentos de Prótese Total**. 5.ed. São Paulo: Livraria Editora Santos, p.5-7, 2000.

88. WAGNER, W. C., KAWANO, F., DOOTZ, E. R., et al. Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part II – effect of aging. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.74, n.3, p.299-304, Sep. 1995.
89. WALTON, R. E. Microleakage of restorative materials. **Operative Dentistry**, v.12, p.138-139, 1987.
90. WATERS, M. G. J., JAGGER, R. G., JEROLIMOV, V., et al. Wettability of denture soft-lining materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.74, n.6, p.644-646, 1995.
91. WATERS, M. G. J., WILLIAMS, D. W., JAGGER, R. G., et al., Adherence of *Candida albicans* to experimental denture soft lining materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.77, n.3, p.306-312, Mar. 1997.
92. WATERS, M. G. J., JAGGER, R. G. Mechanical properties of an experimental denture soft lining material. **Journal of Dentistry**, Great Britain, v.27, n.3, p.197-202, 1999.
93. WILLIAMS, K. R., JAGGER, R. G., SADAMORI, S. et al. Cyclical deformation behaviour of denture soft lining materials. **Journal of Dentistry**, Great Britain, v.24, n.4, p.301-308, 1996.
94. WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G. C. Evaluation of complete dentures lined with resilient silicone rubber. **Journal of American Dental Association**, v.76, n.3, p.582-590, Mar. 1968.
95. WRIGHT, P. S. Soft lining materials: their status and prospects. **Journal of Dentistry**, Great Britain, v.4, n.6, p.247-256, Nov. 1976.

96. WRIGHT, P. S., CLARK, P., HARDIE, J. M. The prevalence and significance of yeasts in persons wearing complete dentures with soft lining materials. **Journal of Dentistry Restoration**, v.64, n.2, p.122-125, Feb. 1985.
97. WRIGHT, P. S. Observations on long-term use of a soft-lining material for mandibular complete dentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.72, n.4, p.385-392, Oct. 1994.
98. WRIGHT, P. S., YOUNG, K. A., RIGGS, P. D., et al. Evaluating the effect of soft lining materials on the growth of yeast. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.79, n.4, p. 404-409, Apr. 1998.
99. YANNIKAKIS, S., ZISSIS, A., POLYZOIS, G. et al. Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.87, n.6, p. 613-619, Jun. 2002.

TERMO DE COMPROMISSO

Eu, Rogério Brasiliense Elsemann, CRO/RS 8756, CPF N° 658081690/20, aluno do curso de mestrado em odontologia na área de prótese dental do Centro de Estudos Odontológicos São Leopoldo Mandic, declaro que tornarei público o resultado alcançado na elaboração da dissertação para obtenção do grau de mestre em odontologia, área de prótese dental com o título: **Estudo da microinfiltração na interface localizada entre a resina acrílica e o material resiliente em prótese total**, por meio de publicações especializadas na área odontológica.

Rogério Brasiliense Elsemann

This document was created with Win2PDF available at <http://www.daneprairie.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.