

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

SIDNEY KINA
CIRURGIÃO DENTISTA

**ADERÊNCIA DE *CANDIDA ALBICANS*, CEPA 12A, EM
TRÊS MATERIAIS DE REVESTIMENTO RESILIENTE
PARA PRÓTESE TOTAL, SUBMETIDOS OU NÃO A
CICLAGEM TÉRMICA.**

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

PIRACICABA - SP

2001



SIDNEY KINA
CIRURGIÃO DENTISTA

**ADERÊNCIA DE *CANDIDA ALBICANS*, CEPA 12A, EM
TRÊS MATERIAIS DE REVESTIMENTO RESILIENTE
PARA PRÓTESE TOTAL, SUBMETIDOS OU NÃO A
CICLAGEM TÉRMICA.**

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

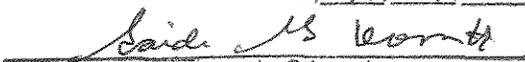
ORIENTADOR: PROF. DR. SAIDE SARCKIS DOMITTI
CO-ORIENTADOR: PROF. DR. SIMONIDES CONSANI

PIRACICABA - SP

2001

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

CPG, 19/04/2001


Assinatura do Orientador

Ficha Catalográfica

K573a Kina, Sidney.
Aderência de *Candida albicans*, Cepa 12A, em três materiais de revestimento resiliente para prótese total, submetidos ou não a ciclagem térmica. / Sidney Kina. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001. viii, 67f. : il.

Orientadores : Prof. Dr. Saide Sarckis Domitti, Prof. Dr. Simonides Consani.

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

1. Prótese dentária completa. 2. Materiais dentários. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Consani, Simonides. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. VI. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

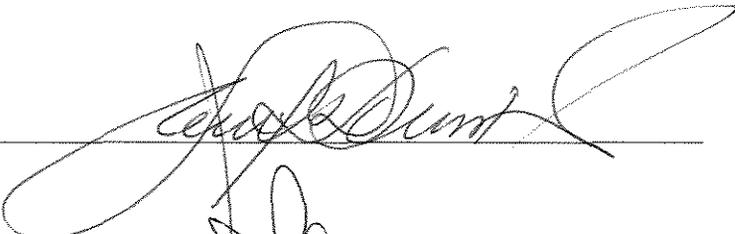


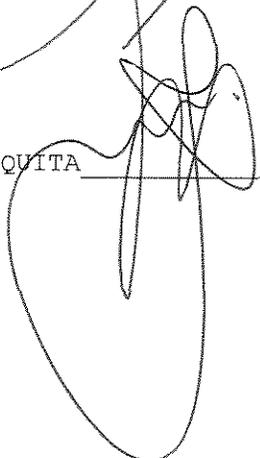
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 05 de Fevereiro de 2001, considerou o candidato SIDNEY KINA aprovado.

1. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI 

2. Prof. Dr. SERGIO RUSSI 

3. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA 

VIVA A VIDA

À

Alice Tomiko, farol que me guia.

Teruo Toshio, meu exemplo.

Celso, Mieko, Guilherme e Geovanna, meu porto seguro.

Vânia, meu tudo.

DEDICO ESTE TRABALHO

VIVA A VIDA

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Aos que passam pela nossa vida...
Cada um que passa pela nossa vida
passa sozinho...
Porque cada pessoa é única para nós,
e nenhuma substitui a outra.
Cada um que passa em nossa vida
passa sozinho, mas não vai só...
Levam um pouco de nós mesmos
e nos deixam um pouco de si mesmos.
Há os que levam muito,
mas não há os que não levam nada...
Há os que deixam muito,
mas não há os que não deixam nada...
Esta é a mais bela realidade da vida...
A prova tremenda que cada um é importante
e que ninguém se aproxima do outro por acaso...
Saint Exupery*

Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI
TITULAR DA ÁREA DE PRÓTESE TOTAL DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA – FOP/UNICAMP.

Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI
TITULAR DA ÁREA DE MATERIAIS DENTÁRIOS DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA – FOP/UNICAMP.

**À vocês, que tem o Dom de ver além das fronteiras,
com grande senso e sabedoria,
e servem de norte para tantos,
minha eterna gratidão, orgulho e dívida.**

AGRADECIMENTOS

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP, pela oportunidade e acolhida, me oferecendo condições de realizar mais esta etapa.

À todos os professores e funcionários da FOP, que direta ou indiretamente participaram da minha formação.

À Prof^a. Dra. **Altair Antoninha Del Bel Cury**, por seus ensinamentos e principalmente pelo exemplo de garra e dedicação ao ensino e pesquisa na Odontologia.

Aos colegas e companheiros do curso de pós graduação: **Luiz Henrique Borges** e **Silvia H. Padovan**, pelos bons momentos passados e futuros que viveremos.

Aos demais colegas de pós-graduação, pelo convívio e amizade durante o curso.

À Universidade Estadual de Maringá – DOD/UEM, meu lar.

Ao Prof. **André Gasparetto** e Prof^a. Dra. **Terezinha Inez Estivalet Svidzinski**, incríveis conhecedores da ciência, que tratam a microbiologia com intimidade e alegria.

Aos meus colegas Professores do Departamento de Odontologia da UEM, pelo apoio e preocupação com minha formação.

Aos meus alunos, objetivo da minha caminhada.

Aos meus pacientes, pela paciência.

Aos meus pais piracicabanos **Max & Lurdes**, pelo amor e carinho com que me trataram.

Ao Prof. Dr. **Carlos Alberto Conrado**, que me ensina todos os dias como viver.

Ao meu irmão da Prótese, Prof. **Murilo Pereira de Melo**, amigo sempre.

Ao meu eterno comparsa, “brother” de todas as horas, Prof. Dr. **Maurício Guimarães Araújo**, pelo grande futuro que nos espera.

SUMÁRIO

	PÁGINA
Resumo	01
Abstract	03
1. Introdução	05
2. Revisão da Literatura	08
2.1. <i>Soft Linings</i> : Bases de revestimento resiliente	08
2.2. Classificação & Composição dos materiais de Revestimento Resiliente	11
2.3. Interações entre os Materiais de Revestimento Resiliente e sua Colonização por Fungos	18
2.4. A Prevalência e Significância de Fungos em Pessoas que Utilizam Próteses Compostas com Materiais de Revestimento Resiliente	21
3. Proposição	29
4. Metodologia	30
4.1. Materiais	30
4.2. Método	33
4.2.1. Confeção dos corpos de prova	33
4.2.2. Recorte dos corpos de prova e ciclagem térmica	35
4.2.3. Microorganismos e condições de crescimento	39
4.2.4. Ensaio de adesão	39
4.2.5. Remoção das leveduras fortemente aderidas	40
4.2.6. Análise Estatística	41
5. Resultados	42
6. Discussão dos Resultados	46
7. Conclusão	52
Referências Bibliográficas	53
Anexo	64

RESUMO

Este trabalho teve o objetivo de avaliar a adesão de leveduras (*C. albicans*, Cepa 12A) sobre a superfície de três materiais de revestimento resiliente, submetidos ou não à ciclagem térmica: **Molloplast-B®**, **Softliner®** e **Eversoft®**. Para tanto, foram confeccionados 24 corpos de prova com cada material, processados como indicado pelos fabricantes, que foram divididos em dois grupos, um sofrendo a ação de 1000 ciclos térmicos (1 minuto em banho a 5°C e 1 minuto em 65°C) e o outro não. Após a ciclagem térmica, todos os grupos foram esterilizados através de raios gama com dose de 25KGY. Posteriormente os corpos de prova foram submetidos ao teste de adesão utilizando-se para isso uma Cepa padrão para teste: *C. albicans* Cepa 12A. As leveduras foram cultivadas em meio de cultura a 37°C por 18 horas, e então, coletadas em suspensão ajustada em espectrofotômetro (*Bauchse & Lamb*) com 530 nm por 75% de transmitância. Os corpos de prova foram inoculados com 200 µl desta suspensão, e ficaram em estufa a 37°C sob agitação de 50 rpm durante uma hora. Após, as leveduras fracamente aderidas aos corpos de prova foram removidas através de lavagem em tubo com água miliQ. Foi preparada então, a solução para plaqueamento, através da lavagem final dos corpos de prova para remoção das leveduras fortemente aderidas. Este processo foi realizado com agitação em vortéx, por 30 segundos, com os corpos de prova imersos em 2 ml de STF, auxiliado ainda, por 1 grama de pérolas de vidro. Após, 100 µl desta suspensão foi plaqueada em *ágar sabouraud*, e guardadas em estufa a 37°C por 48 horas. Finalmente, processou-se a contagem de colônias. Os resultados obtidos foram submetidos a análise de variância e corrigidos pelo método de *Bonferroni*. As diferenças dentro de cada um dos grupos com relação aos valores obtidos com e sem ciclagem

térmica foram analisados usando Test-T de Student para amostras pareadas. O nível de significância estatística usado foi de 5%. Os resultados demonstraram diferença significativa no Eversoft[®], com e sem ciclagem térmica, quando comparado entre si e com os outros materiais, com nível de agregação de leveduras muito superior aos outros. O Molloplast-B[®] após sofrer ciclagem térmica, apresentou maior tendência a adesão de leveduras, e quando comparada com o Softliner[®] sem ciclagem térmica, não houve diferença estatística, porém, nos corpos ciclados térmicamente o material apresentou maior tendência a agregação de leveduras do que o Softliner[®]. O Softliner[®] não demonstrou diferença com ou sem ciclagem térmica, e teve a menor tendência a agregação de *C. albicans* destes materiais.

Palavras Chave:

Materiais de revestimento

resiliente

Soft lining

Prótese dentária completa

Materiais dentários

C. albicans

ABSTRACT

The aim of the present thesis was to evaluate the adhesion of yeast (*C. albicans* CEPA 12A) on the surface of 3 different soft lining materials, **Molloplast-B**[®], **Softliner**[®] and **Eversoft**[®]. The study included 24 samples of each material. The samples were divided into 2 groups: (i) samples which were thermal cycled 1000 times, each cycle lasting 1 minute in 5°C and 1 minute in 65°C water bath and (ii) samples which were not exposed to thermal cycling. Following sterilization in gamma rays, the samples were tested for yeast adhesion to their surfaces using *C. albicans* CEPA 12A. The samples were incorporated to 200 µl of a solution containing the yeast suspension at 37°C for 1 hour. The yeast which were loosen attached to the material surface were removed by water rinse (miliQ). Finally, the samples were further rinsed to remove the yeast intimately attached to the material. 100 µl of the second rinsed water was applied to *agar sabouraud* and kept in a stove at 37°C for 48 hours. After that, the number of newly formed yeast colonies were assessed. The differences in the number of yeast colonies among the various groups were evaluated using Analyse of Variance and corrected by the method of *Bonferroni*. The differences within the same group regarding the effect of thermal cycling was, however, evaluated by Student-T test for paired samples. The results from the present thesis demonstrated that the Eversoft samples showed a statistically significant larger number of yeast colonies with and without thermal cycling than the remaining groups. The Molloplast-B samples with thermal cycling presented larger number of yeast colonies than the corresponding samples in the Softliner group while, there were no differences between the samples which were not thermal cycled in these groups. The

Softliner samples demonstrated the lowest number of newly formed yeast colonies on their surface, with and without thermal cycling.

Key words:

Soft lining materials

Complete denture

Dental materials

Candida albicans

1. INTRODUÇÃO

Uma prótese total pode ser definida como uma prótese dentária removível usada com o intento de repor as superfícies mastigatórias e as estruturas associadas de uma arcada superior ou inferior, ou ambas. Tal prótese é composta de dentes artificiais unidos a uma placa-base. Onde, a placa-base obtém seu suporte por meio de um íntimo contato com os tecidos bucais subjacentes (PHILLIPS, 1993).

Por mais de um século, uma grande variedade de materiais foi introduzida no meio odontológico com o intuito de fabricar próteses com melhores condições biológicas, funcionais e estéticas. Desta busca incessante por novos e melhores materiais, com propriedades físicas e biológicas ideais, nos levou desde a utilização do ouro, 2.500 anos atrás, até a era dos novos polímeros.

A introdução de materiais resilientes definidos como *soft linings*, para construção ou revestimento de bases para prótese, está relatada na literatura, segundo WRIGHT, 1976, a partir de 1869, por Twitchell, na tentativa de confeccionar próteses mais confortáveis e menos agressivas aos tecidos moles de suporte e rebordo ósseo subjacente.

Poderíamos definir um *soft lining* como um material resiliente ou viscoelástico macio, que preenche uma parte ou a totalidade da superfície interna da prótese total ou parcial removível. Agindo através de sua natureza maleável, leva à uma distribuição mais uniforme do estresse entre a interface mucosa/revestimento frente as forças oclusais. Sua elasticidade assegura que o material recuperará sua forma original após sofrer deformação e sua resiliência determina a proporção desta recuperação (QUDAH, 1990). Referências devem ser feitas aqui ao termo “*soft lining*” cuja tradução causa

certa confusão. Os materiais em questão neste campo são melhores descritos como maleáveis ou resilientes, o que sugere um material sólido altamente deformável e recuperável (deformação elástica). Porém não devemos pensar em materiais elásticos no que se refere a ampla gama de valores de elasticidade que são encontrados, como por exemplo: um material altamente elástico é o aço. Portanto, doravante iremos nos referir aos *soft linings* como materiais de revestimento resiliente.

Desde os estudos de Twitchell, onde utilizava uma borracha natural macia, até 1940, nenhum outro material de revestimento resiliente havia sido citado até que um látex macio, conhecido como *Vellum* foi usado com vulcanite em conjunção com obturadores e como material de revestimento para próteses totais, porém com as mesmas deficiências do primeiro material: alta absorção de água, alteração estrutural acentuada e perda de adaptação após um curto espaço de tempo, associado a uma forte tendência de proporcionar o crescimento fúngico, em especial da *Candida albicans* (QUDAH et al., 1990; ADRIAN et al., 1992; BRADEN et al., 1995). Com o passar dos anos, inúmeros outros materiais foram desenvolvidos e introduzidos no mercado, sempre com o intuito de melhoria e aprimoramento de suas propriedades físicas, mecânicas e biológicas, conjugada a uma maior resistência as agressões constantes da cavidade bucal.

BROW, 1988, classificou os materiais de revestimento resiliente em: materiais a base de acrílico; materiais a base de silicone; polímeros macios alternativos e materiais temporários ou condicionadores de tecido.

Mais precisamente, hoje, podemos identificar dois tipos estabelecidos de materiais de revestimento resiliente: os chamados acrílicos macios e os elastômeros de silicone. Ambos são subdivididos em tipos

polimerizados a quente e a temperatura ambiente. Infelizmente, existe às vezes uma certa confusão entre acrílicos macios genuinamente polimerizados a temperatura ambiente e os condicionadores de tecidos. O Coe Soft[®] (Coe Laboratories Inc.), por exemplo, é freqüentemente rotulado como um material de revestimento resiliente curado a frio, porém, ele não é do tipo curado de forma alguma. Ainda que sejam baseados em resina acrílica, não sofrem reações de ligações cruzadas que causam sua presa, como os materiais de revestimento resilientes permanentes, mas ao contrário formam um gel viscoelástico, isto é, um condicionador de tecidos, e são basicamente usados como materiais temporários (ADA, 1975; PARKER & BRADEN, 1982; BROW, 1988; BRADEN et al., 1995). Não é nossa intenção nesse estudo abranger este tipo de material.

Na literatura, há vários relatos de materiais de revestimento resiliente que são submetidos a colônias de *C. albicans* em situações clínicas, em especial, quando o material escolhido é a base de silicone (GIBBONS, 1965; GRUBER et al., 1966; WOELFEL & PAFFENBARGER, 1968; ALLISON & DOUGLAS, 1973; MASELLA et al., 1975; MÄKILÄ & HOPUSU-HAVU, 1977), onde, a partir deste conhecimento, da real interação destes materiais e as leveduras, e considerando a gama de possibilidades de aplicação clínica, o propósito deste estudo foi analisar “*in vitro*” a aderência destes microorganismos na superfície de três destes materiais, logo após sua manipulação e após uma simulação de envelhecimento com ciclagem térmica.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. *Soft Linings*: Bases de revestimento resiliente.

Apesar dos grandes avanços e modificações tecnológicos que os materiais de revestimento resiliente sofreram desde sua introdução, e de sua grande aceitação clínica, não nos parece haver ainda um material de revestimento resiliente completamente satisfatório. Ainda hoje, problemas de ordem estrutural química tornam estes materiais frágeis frente as agressões do meio bucal, comprometendo sua utilização clínica por longos períodos de tempo. Com um índice elevado de absorção de fluídos bucais, levando à perda de estabilidade dimensional e com isso desadaptação da base da prótese; alto índice de solubilidade frente aos componentes salivares e alimentares, resultando principalmente em porosidades formadoras de nichos para retenção bacteriana, facilitando inclusive a sua colonização por fungos; perda da resiliência por alteração de seus componentes químicos no meio bucal, em especial dos plasticizadores; podendo também sofrer um efeito deletério resultante de alterações térmicas; descoloração causados por alguns químicos presentes em alguns agentes de limpeza impróprios, vários tipos de bebida, principalmente destilados, cigarros e determinados alimentos; falha na adesão entre o material de revestimento resiliente e a base acrílica da prótese, podendo ocasionar acúmulo bacteriano, irritação da mucosa bucal e perda da adaptação da prótese; entre outros problemas (LAMMIE & STORER, 1958; STORER, 1962; LANEY, 1970; WRIGHT, 1976, 1980; BROW, 1988; BRADEN et al., 1995).

Frente a estes problemas vários autores têm sugerido algumas condições ideais para a máxima eficácia dos materiais de revestimento resiliente, como por exemplo a facilidade de processamento

desses materiais utilizando-se equipamentos de laboratório convencionais, com mínima alteração dimensional durante o processamento, semelhante ao acrílico termopolimerizável convencional; mínima absorção de água; mínima solubilidade em saliva; manutenção da resiliência durante sua utilização clínica ao longo do tempo; adesão satisfatória na interface com o poli-metil-metacrilato da prótese; adequada resistência ao cisalhamento, a fim de evitar sua ruptura durante o uso normal; facilidade de limpeza, não sendo afetados pelos produtos comuns de higienização, por comida, bebida ou tabaco; ausência de toxicidade, odor e gosto e características estéticas (LAMMIE & STORER, 1958; STORER, 1962; WRIGHT, 1980; NISHIYAMA & KATO, 1987; BROW, 1988; QUDAH et al., 1990; BRADEN, et al., 1995).

Hoje, os materiais de revestimento resilientes são basicamente indicados para absorver a carga mastigatória que atua sobre a prótese total, distribuindo-a de maneira uniforme aos tecidos de suporte, embora ainda exista uma certa confusão quanto a sua função precisa. Por causa de sua natureza resiliente ela levará com certeza a uma distribuição mais uniforme do estresse entre a interface mucosa/revestimento, contudo, ela não reduzirá a força transmitida, como descreve BRADEN, 1995, o material de revestimento resiliente e a mucosa bucal são em essência duas molas de compressão em série, onde, se pudermos determinar sua rigidez respectivamente e a intensidade de força aplicada sobre elas, podemos determinar o grau de efetividade do material de revestimento resiliente em absorver a energia aplicada, e o grau de deslocamento da mucosa bucal. Desta forma, diminui-se as agressões a mucosa bucal e a reabsorção óssea subjacente a compressão da base da prótese. Por isso, são indicados àqueles pacientes com desconforto na mucosa bucal e ulcerações crônicas causadas pelas próteses convencionais de base dura; nos casos de rebordos alveolares

atróficos e em lâmina de faca; com diminuição do grau de queratinização da mucosa alveolar; em rebordos onde o forâme mentoniano aflora praticamente em sua superfície; como tratamento de áreas de retenção bilateral no rebordo alveolar; na presença de torus maxilar, torus mandibular e linha milohioidea proeminente. Estes materiais podem ainda, serem utilizados nos pacientes com fenda palatina, com defeitos bucais adquiridos relacionados a trauma ou como obturadores após cirurgia maxilo-facial. Uma outra indicação está relacionada aos pacientes com deficiência na salivação onde as forças de adesão, coesão e pressão atmosférica de retenção das próteses totais estão prejudicadas, pois estes materiais reduzem a transmissão de cargas e limitam o efeito da pobre lubrificação (LAMMIE & STORER, 1958; STORER, 1962; HAHN, 1972; OHYAMA et al., 1975; MÄKILÄ, 1976; GONZALES, 1977; MURRAY, 1979; SHERNOFF et al., 1984; WHITSITT et al., 1984; TODD & HOLT, 1987; GONZALES & LANEY, 1989; MACK, 1989; POLYZOIS, 1990; ADRIAN et al., 1992).

2.2. Classificação & Composição dos Materiais de Revestimento Resiliente.

No trabalho “*A Preliminary Report on Resilient Denture Plastics*”, LAMMIE & STORER, 1958, classificaram os materiais de revestimento resiliente em cinco grupos de acordo com sua composição química, sendo eles:

1. Borracha natural – Utilizada em obturadores e próteses totais, foi o primeiro material utilizado como forrador resiliente que se tem conhecimento. Este material apresentava uma série de deficiências tais como alto índice de absorção de água, fraca união à base acrílica das próteses, com uma coloração vermelha escura esteticamente desagradável e dificuldades técnicas como a necessidade de dupla cura da resina acrílica.

2. Polivinil Cloreto – Utilizado como um plástico, ele se apresenta em condição de gel, que combina estabilizadores e plasticizadores, os quais controlam respectivamente a temperatura de geleificação e a maciez. Este material apresenta uma boa estabilidade dimensional durante seu processamento, com baixa absorção de água e boa união com a resina acrílica, porém, com uma dificuldade técnica em se obter a temperatura crítica de geleificação, onde, sua falha ao obter-se a temperatura correta resulta numa massa frágil com consistência de “queijo” e o seu sobre-aquecimento determina uma decomposição do material através da queima e perda de estabilizadores. Pode haver ainda alteração da base protética devido ao ponto de fusão da resina acrílica ser mais baixo do que a temperatura de geleificação do polivinil cloreto. Uma tentativa de solucionar este problema foi desenvolver uma mistura do polivinil cloreto e resina acrílica, processada e polimerizada de uma só vez a temperatura de 100°C. Exemplos de marcas comerciais deste material são o Provinil-P Ultra® e o Vernasoft®.

3. Polivinil Acetato – Também utilizado em sua forma plástica, este material apresenta como grande vantagem a facilidade de redução da temperatura de geleificação abaixo de 100°C, porém, em contrapartida, apresentam alta absorção de água com forte tendência de migração de seu plasticizador para base acrílica, o que resulta em endurecimento, alteração de cor e trincas sob condições bucais.

4. Copolímero de Metil-metacrilato – Indicado como forrador ou revestimento temporário, este material apresenta baixa resistência de união com a resina acrílica, assim como, uma baixa resistência a abrasão e alta absorção de água, sofrendo com facilidade o processo de hidrólise resultando em endurecimento e trincas em sua superfície.

5. Produtos de Silicone – Com a resiliência como uma característica intrínseca deste material, e não derivado do uso de plasticizadores, ele tem como grande vantagem a manutenção desta durante todo tempo de funcionamento. Como desvantagem este produto oferece baixa resistência de união com a base acrílica e contração elevada.

WRIGHT, 1980, dividiu os materiais de revestimento resiliente em três grupos de acordo com sua composição química e representação no mercado odontológico. Desta maneira, os materiais foram divididos em: borracha de silicone, compostos acrílicos macios e materiais experimentais. Fazendo parte do grupo de materiais a base de borracha de silicone, o autor citou o Flexibase® (*Flexico Developments Ltd, London, UK*), Simpa® (*A. Kettenbach, Germany*), Cardex-Stabon® (*Cardex, Austria*), Per-Fit® (*Dental products Unlimited, California, USA*) e Molloplast-B® (*Buffalo Dental Manufacturers, Brooklin, N.Y.*). Já no grupo dos compostos de acrílico macio, subdivididos em autopolimerizados e termopolimerizados, foram incluídos o Soft Oryl® (*The William Getz Corp., Illinois, USA*), Ardee®

(*Reliance Dental Mfg. Co., Chicago, USA*), Coe Super-Soft® (*Coe Laboratories Inc., Illinois, USA*), Palasive 62® (*Kulzer & Co., Germany*), Soft Nobiltone® (*Nobilium Products Inc., Illinois, USA*), Virina® (*Virina Dental Products Ltd., Canada*) e Vernosoft® (*Verno-Benchhoff Co. Inc., New York, USA*). Entre os materiais experimentais, foram citados o Hidrocril® (*Hydron Dental Products Inc., New Jersey, USA*), os materiais poliméricos Cole® (*R.H. Cole & Company Ltd., London, UK*) e uma borracha natural (*The Malaysian Rubber Producers Research Assoc.*).

BROWN, 1988, numa classificação parecida, dividiu os materiais de revestimento resiliente em materiais a base de acrílico, materiais a base de silicone, polímeros macios alternativos e os chamados condicionadores de tecidos ou materiais de revestimento temporários. De acordo com sua classificação, dentre os materiais a base de acrílico encontram-se as lâminas pré-formadas, constituindo-se de copolímeros de polietil metacrilato e polietil acetato, ligados à base acrílica através de um solvente de acrílico (ex.: Ardee®, *Reliance Dental mfg. Co., Chicago, USA*); sistemas contendo plasticizadores lixiviáveis compostos por polietil metacrilato ou polimetil metacrilato (pó), etilmetila ou butilmetacrilato, algumas vezes com a adição de etilacetato (líquido) e 25-50% de di-n-butil-ftalato, butil-ftalibutil glicolato ou 2-etil-exil-difenil fosfato (plasticizador), sendo que estes compostos são aquecidos a 72°C por 16 horas seguido por resfriamento lento (ex.: Coe Super-Soft®, *Coe Laboratories Inc., Chicago, USA*; Palasive 62®, *Kulzer and Co., Friedrichsdorf, West Germany*; Verno Soft®, *Vernon-Bemshoff Co. Inc., New York, USA*; Virina®, *Virina Dental Products, Canada*); sistemas contendo plasticizadores polimerizáveis, desenvolvidos com o intuito de melhorar a adesão entre os materiais deste grupo e a base de acrílico da prótese através de plasticizadores com efetiva

polimerização (ex.: Sofitic 49[®], *Kerr UK Ltd., Peterborough, UK*). No grupo de materiais a base de silicone, encontramos materiais que podem ser processados por calor ou a temperatura ambiente, onde sua resiliência na temperatura bucal não é derivada do uso de plasticizadores, mas de uma propriedade intrínseca deste tipo de polímero, mantendo desta forma sua resiliência durante todo o tempo de funcionamento. Apresentam, em contrapartida, baixa adesão às bases acrílicas (ex.: Termopolimerizável: Molloplast-B[®], *Buffalo Dental Manufacturers, Brooklin, N.Y.* Autopolimerizável: Cardex-Stabon[®], *Cardex, Austria*; Flexibase[®], *Flexico Developments, London, UK*; Mollosil[®], *Buffalo Dental Manufacturers, Brooklin, N.Y.* Per-Fit[®], *Dental Products Unlimited, Idaho, USA*, Simpa[®], *Kettenbach, Eschenburg, West Germany*). O terceiro grupo, formado pelos polímeros macios alternativos e compostos pelos polímeros vinil cloreto e vinil acetato, bem como uma escala de copolímeros dos dois sistemas e apresentando plasticizadores, apresentam grande absorção de água após poucas semanas de imersão resultando em expansão acima de três vezes seu tamanho original (ex.: Hydron[®], *Hydron Dental Products Inc., New Jersey, USA*).

BRADEN, WRIGHT & PARKER, 1995, classificaram os materiais de revestimento resiliente em materiais permanentes e de reembasamento temporário, freqüentemente referidos como condicionadores de tecido. Os materiais de revestimento resiliente permanentes foram divididos de acordo com suas características químicas em dois grupos: os acrílicos macios e os elastômeros de silicone, sendo que os dois foram subdivididos em polimerizados por calor e polimerizados a temperatura ambiente. Os materiais acrílicos macios termopolimerizados são compostos por poli(etil metacrilato) como pó, um monômero compreendendo usualmente

um éster metacrilato mais alto e um plasticizador, comumente o éster ftalato. Estes materiais apresentam uma excelente adesão com a base acrílica, embora o plasticizador seja lixiável. Os autores citam ainda, o desenvolvimento de um acrílico macio, patenteado por LITCHFIELD & WOOD, 1965, o qual utilizava como pó o poli(etil metacrilato) e um monômero líquido compreendido pelo 2 etoxi etil metacrilato e dietil hexil maleato como plasticizador. Este material, por ser insaturado, em princípio apresentava uma dupla união, e tinha menor porcentagem de reatividade do que os metacrilatos, propiciando menor grau de polimerização e resultando em redução drástica em sua lixiviação. Porém, como desvantagem, este material apresentava-se um tanto quanto rígido para uso como material de revestimento resiliente e, pior que isso, seu monômero era biologicamente suspeito. Os acrílicos macios polimerizados a temperatura ambiente são compostos pelo poli(etil metacrilato) como pó, o n-butil-metacrilato como líquido, um plasticizador e mais uma amina ativadora. Apresentam como vantagem sobre os materiais termopolimerizados maior facilidade de processamento, mas apresentam em contra partida muito mais monômero residual. Felizmente, o n-butil metacrilato é menos tóxico do que o metil metacrilato. Os elastômeros de silicone se dividem em vários subgrupos. As borrachas de silicone de condensação são similares em composição aos correspondentes materiais de impressão. Enquanto complacentes, são bem documentados por suportar o crescimento de *C. albicans*, possuem baixa adesão ao poli(metil metacrilato) e apresentam grande absorção de água (BRADEN & WRIGHT, 1983). As borrachas de silicone termopolimerizadas compostas por γ metacriloxi propil trimetoxi silano, até então tendo como o único material disponível no mercado o Molloplast-B[®], patenteado por van HANDEL, em 1974, possuem adesão ao poli(metil metacrilato) maior do que os outros silicones e menor predisposição

para o crescimento de *C. albicans*. Possuem um limitado tempo de vida devido a ligação cruzada quando armazenado, mas é aumentado a limites aceitáveis sob refrigeração. Seu principal inconveniente é, talvez, sua baixa resistência a ruptura ou rasgo quando comparada aos materiais acrílicos macios. Um outro subgrupo que compõe o grupo de elastômeros de silicone são as borrachas de silicone monopasta do tipo acetóxi, o qual polimeriza-se por ação da água atmosférica e pela liberação de ácido acético. *In vitro* apresentou-se com complacência e resiliência igual a de outros materiais a base de silicone, baixa absorção de água, melhores propriedades de ruptura e adequada adesão à resina acrílica das bases de prótese. Sua molhabilidade, após 6 meses de imersão em água, foi comparável com o poli(metil metacrilato). Atualmente, este tipo de material está sendo estudado novamente, com resultados interessantes, particularmente com respeito a adesão. No subgrupo das borrachas de silicone de adição, os materiais são compostos por sistemas de duas pastas, com a pasta contendo dimetil vinil siloxipolidimetil siloxano e ácido cloro platínico como catalisador, perfazendo uma reação de adição no ato de seu processamento. Estes materiais requerem um calor de polimerização a 100°C e sua boa adesão é obtida utilizando-se uma mistura de polímero de silicone e uma massa de acrílico que forma a base da prótese, resultando numa interpenetração da rede de polímero. Evidenciou-se pouca alteração em suas propriedades físicas mesmo após sua estocagem por 5 anos em água a 37°C. Como último subgrupo, o fluoro-silicone é estabelecido pelo fabricante como sendo formado pelo polidimetilsiloxano perfluoro alcanol dimetacrilato. Até o momento pouco se sabe a respeito de suas propriedades físicas, embora aparentemente apresente baixa absorção de água. Ainda dentro do grupo dos materiais permanentes, um material conhecido comercialmente como Novus[®] (*Hygenic Corp., Akron, ohio, USA*),

o qual é um sistema elastomérico formado pelo poli(fluoro alcoxi) fosfazeno incluso num monômero adequado e no metil e n-butil metacrilato, apresenta uma boa adesão à base de poli(metil metacrilato), mas em contrapartida, apresenta falhas em suas propriedades físicas, dentro da metade do período quando comparado aos materiais de revestimento resiliente a base de elastômero de silicone e os acrílicos macios já estabelecidos. Dados preliminares também mostram alta absorção de água.

Corroborando, O'BRIEN, 1997, em seu livro "*Dental Materials and Their Selection*", também classifica os materiais de revestimento resiliente em temporários e permanentes, onde, no grupo de materiais permanentes o autor classifica dois grupos: os acrílicos macios e os elastômeros de silicone, ambos polimerizados por calor ou a temperatura ambiente.

2.3. Interações entre os materiais de revestimento resiliente e sua colonização por fungos.

Leveduras são fungos muito comuns, com cerca de 56 gêneros e 500 espécies já isoladas, e um crescente número sendo relatado, num quadro onde a incidência de infecções por leveduras parece estar aumentando, principalmente após a epidemia de AIDS, com espécies tidas como não patogênicas relacionados como causadoras de doenças em humanos (KOLNICK, 1980, BUDTZ-JÖRGENSEN, 1990, SADVÉN, 1990).

Segundo MacFARLANE & SAMARANAYAKE, 1989 e FOTOS et al., 1991, as leveduras mais freqüentes nas superfícies mucosas de humanos são do gênero *Candida* que compreendem 155 espécies todas assexuadas e dimorfas, sendo a *C. albicans* a mais comum.

Na cavidade bucal, segundo STENDERUP, 1990, já foram isolados 25 gêneros e 167 espécies de leveduras, das quais 10 gêneros e 40 espécies podem ser patogênicas ao ser humano. Os fungos do gênero *Candida* constituem as leveduras mais comuns, onde, das cerca de 40 espécies que podem ser isoladas da cavidade bucal, 70% dos casos são do tipo *C. albicans*, as quais, podem atuar de maneira comensal ou parasitária.

Nos diferentes meios de coleta, origem das amostras, meio de cultura, grupos de pacientes estudados e métodos de análise levam a uma variação entre 35 a 50% no isolamento de *Candida* em pacientes “normais” (FOTOS et al., 1991). A *C. albicans* além de mais comum, é também a mais virulenta, e está presente em cerca de 17% das cavidades bucais “normais” e representam mais da metade do total de fungos isolados. Quando a fonte utilizada é saliva total, o isolamento de leveduras varia de 25 a 71% em pessoas “normais” e a *C. albicans* participa com 40 a 62% do total (STENDERUP, 1990, FOTOS et al., 1991). Contagens entre 300 e 500

unidades formadoras de colônia por mililitro (UFC/ml) de saliva podem ser encontrados em indivíduos adultos “normais” e variam conforme o horário do dia, atingindo o máximo no início da manhã e no final da tarde (WILLIAMSON, 1972). A saliva normal pode suportar crescimentos até maiores que 10^3 UFC/ml, mas o crescimento de cocos gram negativos inibe os fungos por competição (SHEPHERD, 1986). Devemos considerar ainda, que a simples presença de leveduras não é sinônimo de doença, e para que haja candidose deve ocorrer desequilíbrio no sistema de defesa do hospedeiro que facilite ao fungo a proliferação e ataque aos tecidos bucais (ASHMAN & PAPADIMITRIOU, 1990).

O equilíbrio hospedeiro/fungo quase sempre é alterado a partir de fatores relacionados ao hospedeiro e só raramente das leveduras (JORGE, 1996), ainda que haja espécies mais virulentas que outras: a mais virulenta é *C. albicans*, seguida por *C. tropicalis*, *C. stellatoidea*, *C. parapsilosis*, *C. pseudotropicalis*, *C. krusei*, *C. guilliermondi* e *C. glabrata* (BUDTZ-JÖRGENSEN, 1990). Dos numerosos fatores que afetam a presença de *Candida* na cavidade bucal em humanos, podem ser destacados: sexo, idade, doenças sistêmicas debilitantes, xerostomia, anemias, câncer, AIDS, má higiene bucal e uma das correlações mais fortemente estabelecidas: o uso de prótese total (BUDTZ-JÖRGENSEN & LÖE, 1972; ROTROSEN et al., 1986; ROSSIE et al., 1987; EPSTEIN, 1990; OKSALA, 1990; FOTOS et al., 1991).

Talvez o fator mais implicado no aumento de contagens de UFC/ml e na prevalência de candidose seja o uso de próteses, especialmente totais. Dentre os co-fatores podem ser destacados o uso contínuo e noturno, presença de microporosidade na resina acrílica, redução do fluxo salivar e alterações de pH sob a área coberta, traumatismos e favorecimento da aderência das leveduras (BUDTZ-JÖRGENSEN & LÖE,

1972, BUDTZ-JÖRGENSEN & KNUDSEN, 1978, ROTROSEN et al., 1986, EPSTEIN, 1990). O uso das próteses totais pode causar alterações no epitélio bucal da área coberta que eventualmente poderiam facilitar a instalação de fungos (WATSON & MacDONALD, 1982).

BERDICEVISKY et al., 1980, avaliando 26 usuários de prótese total e 30 controles, relataram que a presença de *Candida* na cavidade bucal de usuários de prótese (88%) foi significativamente maior que em não usuários (52%). Os autores sugeriram medidas de “screen” microbiológico entre usuários de prótese e profilaxia entre portadores do fungo.

MARSH et al., 1992, avaliaram a influência do uso de próteses e da idade sobre a contagem de microorganismos bucais em 120 pessoas saudáveis, 41 usuárias de próteses. Os autores obtiveram contagens maiores de bactérias e fungos entre usuários de próteses nas faixas etárias mais elevadas. As diferenças foram significativas apenas em algumas faixas de idade: 60-65 anos e 70-75 anos.

Considerando a alta taxa de utilização de aparelhos protéticos, especialmente as próteses totais, explicitamente na população mais idosa, podemos correlacionar como um dos sérios problemas destas pessoas a possível presença de fungos em sua cavidade bucal. Estudos estabelecidos por JORGE, 1996, corroboram com esta observação: num estudo epidemiológico dirigido a uma população entre 61 a 92 anos, num total de 160 pessoas, 122 (76,3%) eram desdentados totais, e um total de 121 idosos (67,8%) possuíam *Candida* na saliva, onde as espécies mais isoladas foram *C. albicans* (48,8%) e *C. tropicalis* (11,6%). Os fatores mais relacionados com a presença de *Candida* foram prótese total e mucosite por prótese, seguido por despapilação lingual localizada e usuários de antianginosos.

2.4. A prevalência e significância de fungos em pessoas que utilizam próteses compostas com materiais de revestimento resiliente.

Desde a metade dos anos 40, a maioria das bases para prótese total tem sido confeccionadas empregando-se o poli(metil metacrilato), apresentando seus componentes na forma pó/líquido. O pó consiste em esferas pré-polimerizadas de poli(metil metacrilato) e uma pequena quantidade de peróxido de benzoíla (o iniciador), o líquido é predominantemente um metil metacrilato não polimerizado com pequenas quantidades de hidroquinona (PHILLIPS, 1993).

Segundo WOEFEL & PAFFENBARGER, 1968, estas bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica foram introduzidas em 1936, com o propósito de proporcionar próteses com aparência mais natural, com aspecto menos artificial, com uma preocupação de conforto e ausência de irritação aos tecidos moles de suporte das próteses. No entanto, o desafio de reabilitar pacientes totalmente edentulos que se apresentam com rebordos total ou parcialmente reabsorvidos e/ou mucosas flácidas, finas e/ou fragilizadas, que tornam a vida do portador de próteses totais um verdadeiro martírio, devido a falta de estabilidade e retenção e constantes agressões a mucosa bucal por estes aparelhos, levou a estudos e criação de materiais mais adequados com a necessidade de se proporcionar maior conforto a pessoas que apresentam estas dificuldades. Para tanto, resgatou-se a idéia de utilizar bases para prótese com características macias e resilientes com intuito de absorver e distribuir melhor as forças oclusais com menores agressões aos tecidos subjacentes. Hoje reconhece-se o uso de bases de revestimento resiliente para próteses, em situações clínicas especiais e vários estudos indicam seu uso.

A infecção micótica é considerada o fator etiológico mais importante na estomatite acarretada por prótese. Clinicamente tem-se observado que a flora micótica facilmente adere-se a materiais de revestimento resiliente, causando irritação nas membranas mucosas da boca (MÄKILÄ & HOPUSU-HAVU, 1976).

Podemos considerar estomatite por prótese uma condição patogênica eritematosa da mucosa da boca adjacente à base da prótese total, geralmente causada por fatores microbianos, especialmente pela *C. albicans*. Na patogênese da estomatite por prótese, o crescimento em larga escala do número de *C. albicans* depositadas sobre a superfície das próteses, e a conseqüente produção de ácido devido ao crescimento de leveduras são conhecidos como um dos mais importantes fatores causadores da estomatite, através da citotoxicidade direta, da ativação de proteinases ácidas e fosfolipases produzidas por estas leveduras (ODDS, 1988).

CAWSON, 1965, BUDTZ-JÖRGENSEN, 1974, WRIGHT, 1980, considerando a *C. albicans* como fator contribuinte bem estabelecido na etiologia da estomatite causada por prótese, podendo ser isolada na maioria dos esfregaços preparados de mucosa bucal afetada ou na superfície da prótese em uso, observou que em geral, números muito maiores de *C. albicans* são vistos em esfregaços preparados de próteses do que em esfregaços de mucosas, onde, parece provável que aquele é o sítio primário de crescimento. Além disso, a invasão de tecido não é reconhecida em estomatite por prótese adquirida ou experimental e sugere-se que o efeito do fungo na mucosa bucal é mediado pelas enzimas e endotoxinas, e pela dedução, uma resposta de hipersensibilidade tardia (BUDTZ-JÖRGENSEN, 1974). As superfícies de um poli(metil metacrilato) termopolimerizado são relativamente lisas e o crescimento da *C. albicans* nestas superfícies está associado com a

presença de uma placa que não está ligada pela penetração de defeitos na superfície ou pelo fechamento mecânico nas irregularidades, mas está presumidamente associada ao pouco cuidado com a higiene (DAVENPORT, 1972; ALLISON & DOUGLAS, 1973). Contrariamente, na superfície de um material de revestimento resiliente observa-se uma estrutura porosa, especialmente em próteses que estejam em uso, onde se apresenta uma série de depressões, medindo de 30 a 60 μm de diâmetro (ALLISON & DOUGLAS, 1973). Esta superfície é presumidamente mais favorável a adesão e crescimento de *C. albicans*, e torna a higienização da sua superfície mais difícil e menos adequada. Há vários relatos de materiais de revestimento resiliente que são submetidos a colônias de *C. albicans* em situações clínicas, em especial, quando o material escolhido é a base de silicone (GIBBONS, 1965; GRUBER, et al., 1966; WOELFEL & PAFFENBARGER, 1968; ALLISON & DOUGLAS, 1973; MASELLA et al., 1975; MÄKILÄ & HOPUSU-HAVU, 1977).

Na avaliação de qualquer material de revestimento resiliente, entretanto, é importante estabelecer se o material irá propiciar ou inibir o crescimento de leveduras. É improvável que tais materiais irão propiciar o crescimento de fungos na ausência de nutrientes (WILLIANSO, 1968; MASSELLA et al., 1975; TANG et al., 1975), embora se tenha sugerido que, na ausência de outras fontes de carbono, alguns organismos, como a própria *C. albicans*, possam atacar os materiais de revestimento resiliente liberando carbono para seu uso como um nutriente essencial (ENGELHARDT, 1974). *In vivo* é improvável que ocorra a ausência de nutrientes, e muitas pesquisas incluem nutrientes no sistema de testes, especialmente quando se investigam os efeitos inibitórios destes materiais. Devido a alta absorção de água de muitos materiais de revestimento resiliente

(WRIGHT, 1976), o nutriente se tornará disponível dentro do material, permitindo o crescimento e agregação de leveduras mesmo internamente, a menos que haja algum fator inibitório.

WRIGHT, 1980, num estudo sobre os efeitos inibitórios de materiais de revestimento resiliente no crescimento de *C. albicans*, pesquisou dezessete materiais diferentes dentre os quais 4 apresentaram efeitos inibitórios. Dois destes eram materiais de silicone autopolimerizados, um era uma silicone termopolimerizado e um era composto de uma borracha natural experimental. Estes materiais foram estudados posteriormente e os seus constituintes ativos foram identificados como o ativador dibutiltin dilaurato nos silicones polimerizados a frio, um aditivo no silicone termopolimerizado e o catalisador dimetil ditiocarbamato de zinco na borracha natural experimental. Em um dos silicones polimerizados a frio, os efeitos do dibutiltin dilaurato sobre o crescimento de *C. albicans* estava relacionado linearmente com suas concentrações e demonstrou-se que sua efetividade estava reduzida após imersão em água a 37°C, presumidamente como resultado da redução da concentração do dibutiltin dilaurato dentro do material quando ele é dissolvido no ambiente aquoso. A relevância clínica dos efeitos inibitórios pode apenas ser estimada particularmente por causa dos efeitos de outras propriedades do material, isto é, grau de absorção de fluidos, solubilidade e características de superfície. Porém, numa avaliação completa de um material de revestimento resiliente, seu efeito sobre o crescimento da *C. albicans* é de importância óbvia.

WRIGHT et al., 1985, realizaram um estudo com cinquenta e três pessoas, 43 mulheres e 10 homens, todas portadoras de prótese total inferior compostas com materiais de revestimento resiliente, com a intenção de determinar a frequência de isolamento e a densidade de colonização por

fungos da superfície das próteses e da mucosa subjacente a elas. Na sua grande maioria, 40 próteses, eram revestidas com material de revestimento resiliente a base de silicone termopolimerizado (Molloplast-B[®], *Kostner & Co., Germany*), 7 próteses reembasadas com material de revestimento resiliente temporário (Visco-Gel[®], *Dentsply Ltd., England*) e 6 próteses apresentavam materiais de revestimento resiliente não identificados. Utilizando culturas em placas, os fungos foram isolados em 66% das pessoas estudadas. Nove espécies de *Candida*, uma de *Trichosporon* e uma de *Saccharomyces* foram identificadas. A *C. albicans* foi identificada em uma densidade média mais elevada por cm² do que as outras espécies, e ocorreu sozinha em 13 pessoas ou em conjunto com outras espécies em 10 pessoas. Uma associação entre o método de limpeza e higiene das próteses, fumo e o isolamento dos fungos foi apresentada, mas uma associação semelhante não pode ser demonstrada em relação ao sexo da pessoa, hábitos de uso, tipo e condição do material resiliente, ou a aparência clínica da mucosa de suporte das próteses. Embora os fungos tenham colonizado os materiais de revestimento resiliente, a sua presença não parece ter afetado significativamente o material, além disso, o isolamento maior dos fungos na superfície das bases não estava associado com uma maior incidência de alterações inflamatórias na mucosa de suporte da prótese.

BURNS et al., 1987, realizaram um estudo *in vitro* comparando três materiais de revestimento resiliente quanto a sua tendência de proporcionar o crescimento fúngico. Utilizando o Softic-49[®] (*Kerr-Sybron, Inc., Romulus, Mich.*) um etil metacrilato com um plasticizante polimérico, o Petal Soft[®] (*Shona Corp., Vista, Calif.*) um poliuretano e o Molloplast-B[®] (*Buffalo Dental Manufacturers, Brooklin, N.Y.*) um elastômero de silicone, eles submeteram corpos de prova confeccionados com estes materiais, a meios

de cultura padrão com cepas de *C. albicans* (ATCC 44505, Rockville, Md.). Seus testes indicaram que invariavelmente todos os materiais promoveram o crescimento de *C. albicans*, sendo que nenhum deles apresentou uma influência inibidora, e o fungo foi capaz de penetrar em porções internas de todas as amostras. Nas condições experimentais o material Petal Soft[®] mostrou quantidades significativamente maiores de *C. albicans* aderentes à sua superfície do que o Molloplast-B[®] ou Softic-49[®].

WRIGHT et al., 1998, desenvolveram um trabalho sobre a contaminação bacteriana nos materiais de revestimento resiliente, tendo em vista a grande probabilidade de colonização nestes materiais. Durante o desenvolvimento deste trabalho os autores realizaram duas pesquisas: a primeira para desenvolver um método de avaliar a longo prazo o crescimento bacteriano nos materiais de revestimento resiliente e a segunda para investigar o efeito de cinco materiais de revestimento resiliente quanto ao crescimento de três espécies de bactérias. Os materiais testados foram: Coe Super-Soft[®] (Coe Laboratories Inc., Illinois, USA), Novus[®] (Hygenic Corp., Akron, Ohio, USA) e três materiais experimentais: SB5+, dH5 e RTV, acrílicos macios com modificações poliméricas. Os materiais foram examinados junto a presença de três espécies bacterianas: *C. albicans*, *C. tropicalis* e *Issatchenkia Orientalis* (antigamente *C. krusei*). Os resultados obtidos confirmaram a tendência de crescimento bacteriano, embora em baixos níveis, em três materiais: Coe Super-Soft[®] (acrílico macio), Novus[®] (fluoro elastômero de silicone) e dH5 (acrílico macio experimental). No entanto dois materiais experimentais tiveram um efeito inibitório interessante: RTV inibiu o crescimento de todos os tipos de *Candida* e o SB5+ obteve a inibição apenas do *C. Tropicalis*. Os resultados, apesar da presença suficiente de organismos viáveis, apresentam diferenças pequenas entre a leitura inicial e os resultados finais para ambos os

grupos, teste e controle, o que sugere que o material não suporta o crescimento bacteriano durante o período de teste. Os autores afirmaram que a prevalência do freqüente aumento bacteriano associado aos materiais de revestimento resiliente no envolvimento bucal, está relacionado provavelmente com nutrientes prontamente disponíveis na boca e à dificuldade de higienização destes materiais.

NIKAWA et al., 2000, descrevem em um estudo *in vitro* sobre interações entre os ciclos térmicos em materiais de revestimento resiliente, salivação e película salivar e seus efeitos sobre a colonização de fungos, a forte tendência destes materiais em promoverem colonização por leveduras em especial nos materiais de mais idade (ciclados). Utilizando 7 marcas comerciais de revestimento resiliente e uma resina acrílica termopolimerizável convencional:

- Acrílicos macios curados a frio: Soften[®] (*Kamemizu Chem, Ind. Co. Ltd., Japan*), Nissin Soft Reverse[®] (*Nissim Dental Products Inc., Japan*).
- Silicones curados a frio: Mollosil[®] (*DETAX Karl Huber GmbH & Co. Ltd., Germany*), Evatouch[®] (*Neo Dental Chemical Products Co. Ltd., Japan*), Tokuyama Soft[®] (*Tokuyama Corp., Japan*).
- Silicones termopolimerizáveis: Molloplast-B[®] (*DETAX Karl Huber GmbH & Co. Ltd., Germany*), Kurepeet Dough[®] (*Kureha Chemical Ind. Co., Japan*).
- Resina acrílica termopolimerizável: Bio Resin[®] (*Shofu Inc., Japan*).

Os autores, utilizaram amostras, manipuladas de acordo com cada fabricante, fazendo grupos com cada material com termociclagem de 0, 1000 e 10.000 ciclos, e então inoculadas com cepas padrão (*IFO 1385*) de *C. albicans*. Os resultados deste estudo demonstram que a colonização variou dependendo sobretudo do tipo de material de revestimento resiliente e do número de ciclos

térmicos submetidos: a maior colonização por fungos no grupo sem ciclagem térmica foi o Bio Resin[®] junto com Evatouch[®], e menor no Molloplast-B[®], Kurepeet Dough[®] e Tokuyama Soft[®], enquanto os outros mostraram crescimento intermediário. Nos grupos que foram submetidos a ciclagem térmica a maior colonização por fungos ocorreu no Evatouch[®], enquanto que o Kurepeet Dough[®], Tokuyama Soft[®] e Molloplast-B[®] tiveram um crescimento menor, e Soften[®], Mollosil[®] e Nissim Soft[®] tiveram colonização intermediária. No caso de 10.000 ciclos, Tokuyama Soft[®] mostrou o menor crescimento de fungos, com aumento em ordem crescente do Kurepeet Dough[®], Molloplast-B[®], Mollosil[®], Soften[®] e finalmente o Nissim Soft[®]. Estes resultados demonstram que a ciclagem térmica é um fator determinante para a agregação e colonização de fungos, onde, os variados tipos de materiais de revestimento apresentam comportamento distintos apresentando mudanças em suas características físicas, e invariavelmente estas mudanças auxiliam na agregação e colonização de leveduras.

3. PROPOSIÇÃO

À partir do conhecimento da real interação entre os materiais de revestimento resiliente e as leveduras, e considerando a gama de possibilidades de aplicação clínica, o propósito deste estudo foi mensurar e comparar a aderência de *Cândida albicans* CEPA 12A na superfície de três destes materiais: **Molloplast-B[®]**, **Softliner[®]** e **Eversoft[®]** logo após sua manipulação e após uma simulação de envelhecimento com ciclagem térmica (1000 ciclos).

4. METODOLOGIA

4.1. MATERIAIS

Os materiais selecionados neste estudo (Quadro 01), foram baseados nos seguintes critérios:

- Abranger os 02 grupos definidos de materiais de revestimento resiliente existentes: acrílicos macios e elastômeros de silicone.
- Abranger materiais com características diferentes de apresentação e polimerização.

QUADRO 01-

Materiais selecionados

MATERIAL	FABRICANTE	TIPO	LOTE N.º
Molloplast-B®	<i>Buffalo Dental Mfg. Co. Inc. Regneri GmbH & Co. KG, Germany.</i>	Elastômero de Silicone Termopolimerizável	97.0747
Softliner®	<i>Promedica Dental Material GmbH. Neumünster, Germany.</i>	Elastômero de Silicone Autopolimerizável	88.035
Eversoft®	<i>Myreson Soft Denture Liner Powder, Inc. Chicago, USA.</i>	Acrílico macio Termopolimerizável	04.9051

Neste sentido, foram escolhidos os seguintes materiais:

- **Molloplast B®**, *Buffalo Dental Mfg. Co. Inc. Regneri GmbH & Co KG, Germany* (Figuras 1.a, 1.b e 1.c):

Material de revestimento resiliente termopolimerizável a base de silicone, composto por polidimetil siloxano e γ metacriloxi propil trimetoxi silano e pelo catalisador peróxido de benzoíla.

Patenteado por vanVAN HANDEL, 1974, é o material de revestimento resiliente mais estudado até hoje, podendo deliberar como o

“gold standard” destes materiais. Sua apresentação se dá na forma de monopasta.



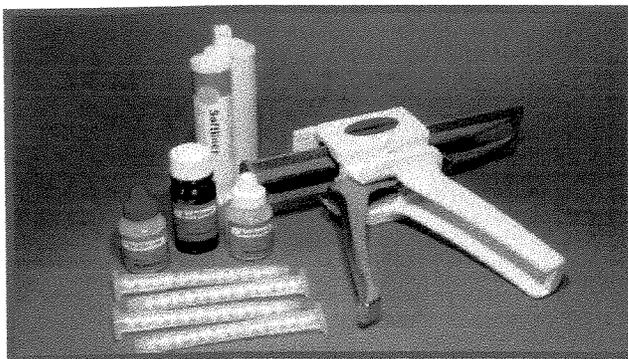
FIGURAS - 1.a) Molloplast-B®.

1.b e 1.c) Apresentação do Molloplast-B® em monopasta.

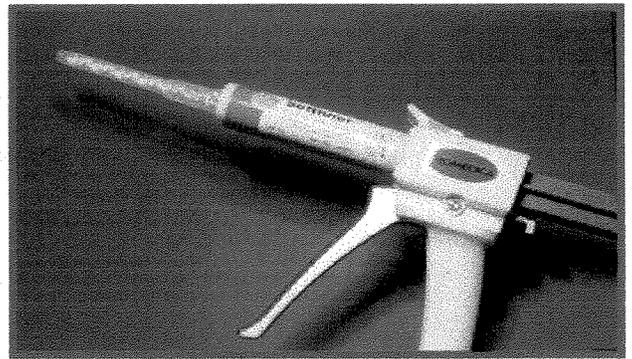
- **Softliner®**, *Promedica Dental Material GmbH., Neumünster, Germany* (Figuras 2.a e 2.b):

Material de revestimento resiliente a base de elastômero de silicone autopolimerizável, composto por vinilpolidimetil siloxano, com um catalisador a base de polidimetilsiloxano e platina. Seu adesivo contém butano e metacrilatos.

Material com apresentação através de um kit contendo uma pasta base e uma catalisadora, acondicionados em cartucho, para utilização em pistola dispensadora com cânulas de auto mistura.



FIGURAS - 2.a) Softliner®

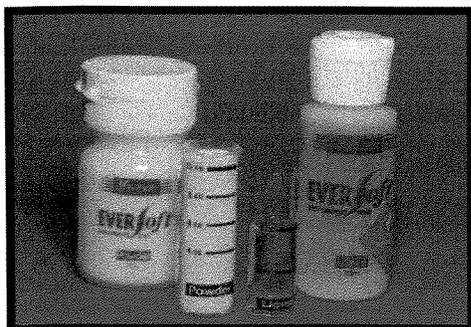


2.b) Cartucho do Softliner® montado em pistola.

- **Eversoft®**, *Myreson Soft Denture Liner Powder, Inc. Chicago, USA.*
(Figuras 3.a e 3.b) :

Material de revestimento resiliente do tipo acrílico macio termopolimerizável a base de polietil metacrilato, composto por difutil ftalato (plasticizador), acetato etílico e álcool etílico (produtos solubilizáveis) e seu selante de superfície, composto de etilcetona de metila.

Distribuído no Brasil pela Labordental Ltda., sua apresentação se dá na maneira convencional dos acrílicos, na forma de pó/líquido.



FIGURAS - 3.a) Eversoft®



3.b) Manipulação pó/líquido.

Microorganismos teste

Considerando os estudos de STENDERUP, 1990, os fungos do gênero *Candida* constituem as leveduras mais comuns na cavidade bucal, onde, das cerca de 40 espécies que podem ser isoladas, 70% dos casos são do tipo *C. albicans*, as quais, podem atuar de maneira comensal ou parasitária. Desta forma optamos pela utilização da seguinte cepa:

***C. albicans* CEPA 12 A**, que foi usado e cultivado como previamente descrito por NIKAWA et al., 1989, 1993, 1994 e NIKAWA & HAMADA, 1990.

4.2. MÉTODO

4.2.1. Confeção dos corpos de prova

Certamente a maior dificuldade encontrada na obtenção dos corpos de prova, foi a de confecciona-los de forma padronizada nas dimensões corretas para o teste. O tamanho reduzido exigido para os corpos de prova: quadrados de 5mm X 5mm X 1mm, foram de difícil obtenção devido as distorções já comprovadas na técnica de mufla e prensa (PHILLIPS, 1993).

Para tanto, idealizamos a seguinte metodologia:

Para evitar distorções inerentes a técnica de muflagem e polimerização convencional, principalmente em corpos de prova de dimensões reduzidas onde qualquer distorção se torna mais evidente e significativa, resolvemos confeccionar primeiramente placas padronizadas de cada material selecionado, a partir de uma matriz metálica com dimensões de 10cm X 5cm X 1mm de espessura, para depois recorta-los nas dimensões exigidas.

1.º- Uma placa metálica de aço inoxidável com dimensões de 10cm X 5cm X 1mm foi colada sobre outra placa de dimensões 11cm X 6cm X 2mm.

2.º- As placas foram então acomodadas e fixadas num dispositivo de madeira (Figura 4).

3.º- Foram então moldadas com silicone de condensação para uso laboratorial Zetalabor[®] (*Zhermack, Spa, Itália*), distribuída no Brasil por Labordental Ltda, proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante, a fim de se confeccionar um molde de silicone.

4.º- O molde de silicone foi então adequadamente incluído

em uma mufla (Figura 5).

5.º- Após fixação do molde de silicone na parte inferior da mufla, uma placa metálica com dimensões de 11cm X 6cm X 2mm, com adequadas retenções para gesso em um de seus lados, foi sobreposto sobre o molde de silicone (Figura 6), e a parte superior da mufla adaptada e preenchida de acordo com as normas técnicas convencionais, de maneira a prender a placa metálica na contra mufla, servindo então, como contra molde para prensagem dos materiais. Este passo foi executado para obter uma superfície final após prensagem dos materiais com o máximo de lisura superficial possível.

6.º- Uma vez preparada, a mufla permaneceu sob prensa hidráulica (GRUNEWALD et al., 1952), com 1 tonelada de pressão por 1 hora, e quando abertas, examinadas quanto à qualidade da inclusão (Figura 07).

7.º- Com posse da mufla montada, foram prensadas e processadas placas com cada material selecionado, respeitando rigorosamente as especificações de cada fabricante*.

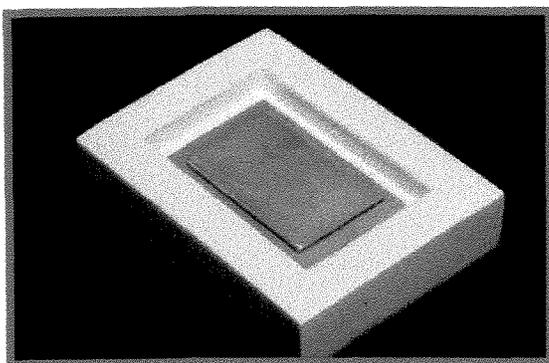


FIGURA 4 - Placas metálicas acondicionadas em dispositivo de madeira.

*O material Eversoft[®], foi manipulado na densidade regular, como especificado pelo fabricante: 2 ½ partes de pó : 1 de líquido.

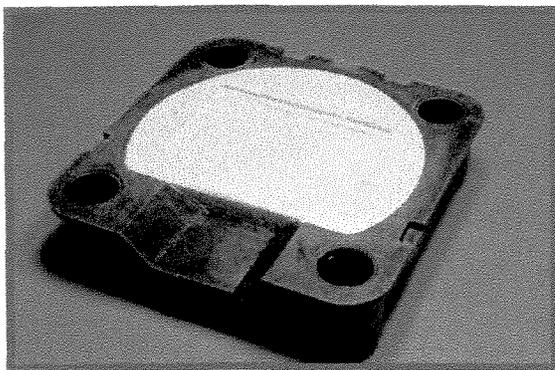


FIGURA 5 - Matriz de silicone *Zetalabor*[®], incluído em mufla.

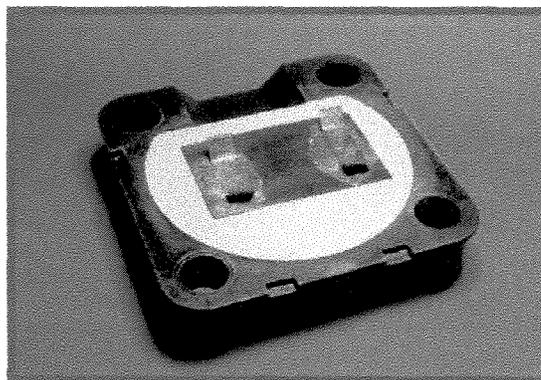


FIGURA 6 - Placa metálica com retenções, adaptada sobre o molde de silicone.

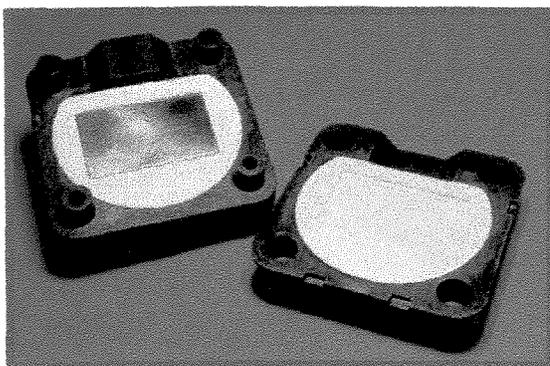


FIGURA 7 - Mufla montada, com o molde de silicone e placa metálica servindo de contra molde.

4.2.2. Recorte dos corpos de prova e ciclagem térmica

Para fazer o recorte com precisão, foram confeccionados dois recortadores, com lâminas paralelas distantes entre si 5mm. O primeiro recortador com lâminas de 5cm de comprimento e o segundo com lâminas de 1cm de comprimento (Figuras 8.a e 8.b).

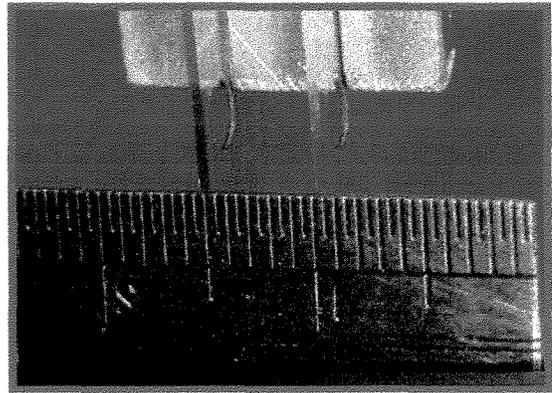
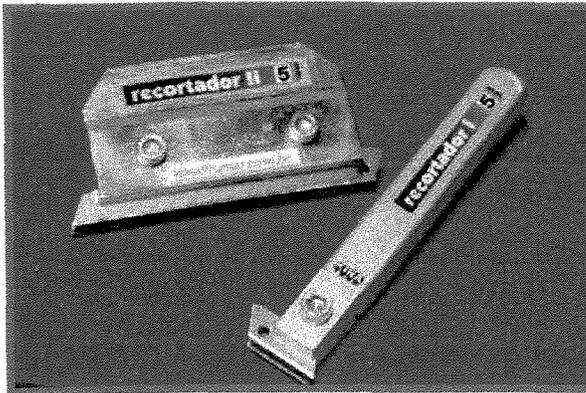
Com posse das placas de cada material processado nas dimensões de 10cm X 5cm X 1mm, procedemos o recorte dos corpos de

prova:

1.º- Utilizando o primeiro recortador como se fora um carimbo, realizamos o primeiro recorte obtendo tiras com 5mm de largura (Figuras 9.a e 9.b).

2.º- Em seguida com o segundo recortador realizamos o segundo corte dos corpos de prova, seccionando as tiras, agora em quadrados nas dimensões de 5mm X 5mm X 1mm (Figuras 10.a e 10.b). Vinte e quatro corpos de prova de cada material foram confeccionados.

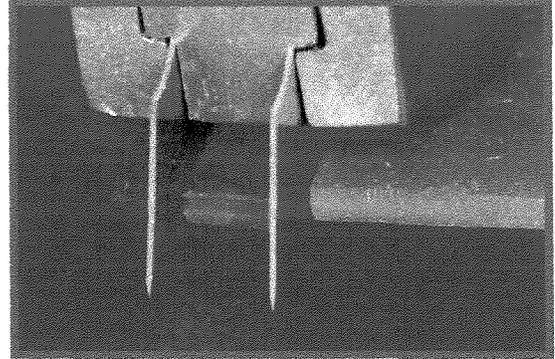
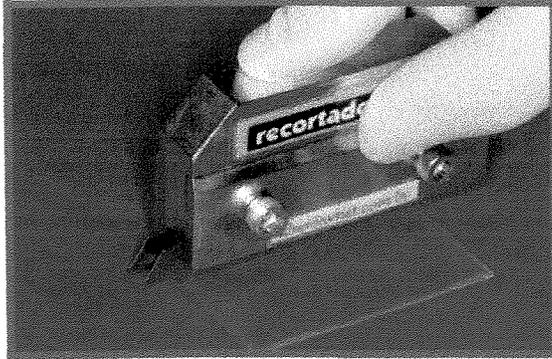
3.º- Os corpos de prova de Softliner[®] e de Eversoft[®] receberam então o tratamento de superfície com seus respectivos selantes, de acordo com as especificações de cada fabricante.



FIGURAS -

8.a) Recortadores com lâminas paralelas.

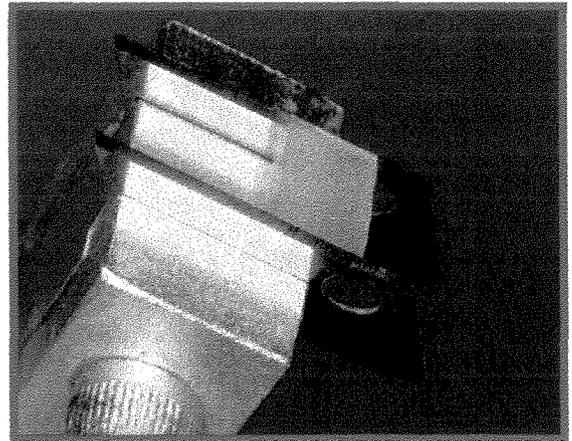
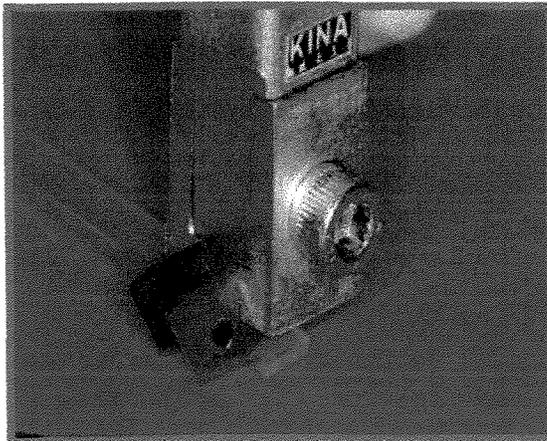
8.b) Lâminas dispostas 5 mm paralelas entre si.



FIGURAS -

9.a) Primeiro recortador sendo utilizado, obtendo tiras com 5mm de largura.

9.b) Detalhe das lâminas durante o primeiro recorte.



FIGURAS -

10.a) Segundo recortador sendo utilizado, obtendo quadrados de 5mm de lado.

10.b) Detalhe do corpo de prova recortado, preso entre as lâminas do recortador.

Metade dos corpos de prova foram então submetidos a ciclagem térmica. Cada ciclo compreendia: banhos de 1 minuto a 5°C (+/-1°C) e 1 minuto a 65°C (+/- 1°C) em água destilada. Foram realizados 1000 ciclos correspondendo aproximadamente a um ano de utilização de uma prótese total “*in vivo*” (QUDAH et al., 1991; NIKAWA et al., 2000).

Após a ciclagem, os corpos de prova divididos em 06 grupos de 12, e foram acondicionados em frascos cor âmbar (Quadro 02).

QUADRO 02 –

Grupos

Grupos	Materiais
1	12 corpos de Softliner[®]
2	12 corpos de Molloplast-B[®]
3	12 corpos de Eversoft[®]
4	12 corpos de Softliner[®] – 1000 ciclos
5	12 corpos de Molloplast-B[®] - 1000 ciclos
6	12 corpos de Eversoft[®] – 1000 ciclos

Os corpos de prova foram então levados a esterilização através de raios gama com dose de 25 Kilogray (KGY), na EMBRARAD, *Empresa Brasileira de Radiações Ltda* (Vide anexo).

4.2.3. Microorganismos e condições de crescimento

A espécie *C. albicans* CEPA 12 A foi usada e cultivada como previamente descrito por NIKAWA et al., 1989, 1993, 1994 e NIKAWA & HAMADA, 1990. As leveduras foram cultivadas em meio sólido de *Ágar Sabouraud Dextrose* a 35°C por 18 horas. Em seguida uma suspensão ajustada em espectrofotômetro *Bauch & Lomb*, foi manipulada com 530 nm e 75% de transmitância, correspondendo entre 1 a 5 x 10⁵ UFC/ml (NCCLS, document M27-A).

4.2.4. Ensaio de adesão

Cada corpo de prova, descritos na tabela 02, foi então inoculado com 200 µl de suspensão e colocados em estufa a 37°C sob agitação constante de 50 rpm por 1 hora (ELLEPOLA & SARAMANAYAKE, 1998).

Em seguida os corpos de prova foram submetidos à lavagem para desalojar as leveduras fracamente aderidas, através da lavagem em tubo:

Cada corpo de prova foi depositado em um tubo previamente esterilizado, com 5 ml de água miliQ (água ultrapura). Em seguida o tubo foi suavemente manipulado em 05 movimentos de inversão vertical. Foram então descartados os 5 ml de água miliQ. O processo então foi repetido com a reposição de mais 05 ml de água miliQ e o ciclo de movimentos. No total o processo de lavagem em tubo foi repetido 3 vezes.

4.2.5. Remoção das leveduras fortemente aderidas

Após a lavagem das leveduras fracamente aderidas, os corpos de prova foram então submetidos a uma lavagem final, agora com o intuito de remover as possíveis leveduras restantes, fortemente aderidas na superfície dos materiais de revestimento resiliente.

Cada corpo de prova foi então colocado em um tubo previamente esterilizado, contendo 01 grama de pérolas de vidro em 02 ml de salina tamponada fosfatada (STF) (Figura 11). O conjunto foi então agitado em vortéx durante 30 segundos (Figura 12).

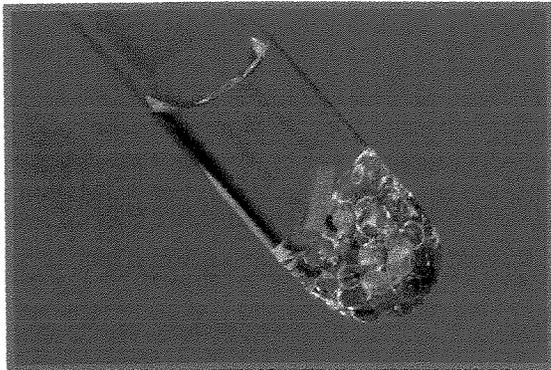


FIGURA 11 -
Corpo de prova em tubo
previamente esterilizado, com 1
grama de pérolas de vidro em 2 ml
de STF.

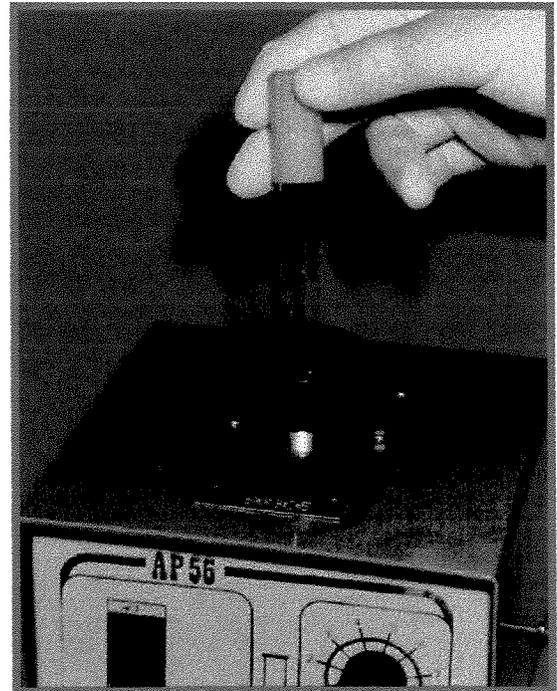
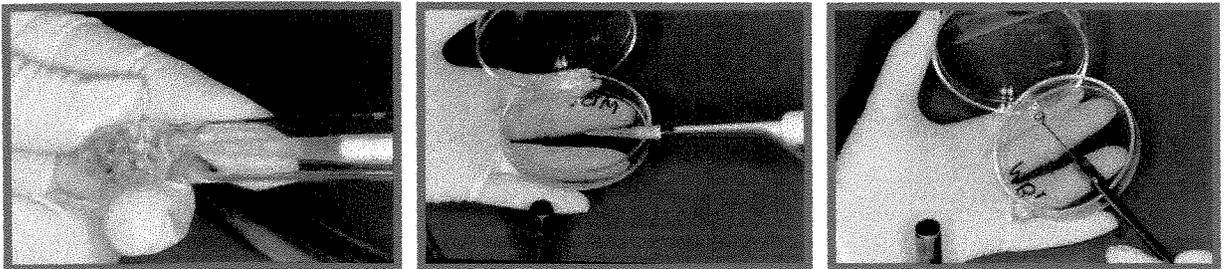


FIGURA 12 -
Tubo sob agitação em vortéx, por
30 segundos.

Em seguida 100 µl da suspensão resultante foi retirado e colocado em placas contendo *ágar sabouraud* para plaqueamento (Figuras 13.a, 13.b e 13.c).

As placas foram mantidas em estufa a 37°C durante 48 horas, para em seguida serem feitas as contagens de colônia formadas.



FIGURAS -

- 13.a) 100 µl da suspensão foram retirados;
- 13.b) plaqueados em *ágar sabouraud*;
- 13.c) e distribuídos na superfície com alça bacteriológica.

4.2.6. Análise Estatística

Os valores médios do número de UFC/ml (Unidades Formadoras de Colônia por mililitro) foram obtidas para cada grupo de material de revestimento resiliente com e sem ciclagem térmica. Estes valores médios foram usados como unidades estatísticas. As diferenças entre os grupos foram analisadas usando análise de variância e corrigidos pelo método de *Bonferroni*. As diferenças dentro cada um dos grupos com relação aos valores obtidos com e sem ciclagem térmica foram analisados usando Test-T de Student para amostras pareadas. O nível de significância estatística usado foi de 5%.

5. RESULTADOS

O resultado de análise de variância demonstrou que a diferença do número de UFC/ml entre os grupos foi significativa ao nível de 5% sem e com ciclagem térmica (Gráfico 1 e 2). Nas amostras que não sofreram ciclagem térmica os valores de UFC/ml foram respectivamente, 38,7, 39,4 e 59,3 para os grupos Softliner[®], Molloplast-B[®] e Eversoft[®]. Os valores correspondentes as amostras que sofreram ciclagem térmica foram 37,3, 78,1 e 130,7, respectivamente, para os grupos Softliner[®], Molloplast-B[®] e Eversoft[®]. A análise das diferenças entre os grupos revelou que os valores obtidos pelo grupo Eversoft[®] foram diferiram estatisticamente dos obtidos pelos grupos remanescentes.

A comparação dentro dos grupos com relação aos valores de UFC/ml com ou sem ciclagem térmica demonstrou que houve diferença estatisticamente significativa para os grupos Molloplast B[®] e Eversoft[®] (Tabela 1, gráfico 4 e 5). No entanto, esta mesma diferença não foi estaticamente diferente para o grupo Softliner[®] (Tabela 1, gráfico 3).

TABELA 1

Valores médios (SD) do no. de UFC/ml
nos 6 grupos estudados. Média e SD.

	Sem Ciclagem Térmica		Com Ciclagem Térmica
1. Softliner[®]	38,7(10,6)		37,3(8,6)
2. Molloplast-B[®]	39,4(8,4)	— *	78,1(10,6)
3. Eversoft[®]	59,3(15)	— *	130,7(15,7)

* p<0.05

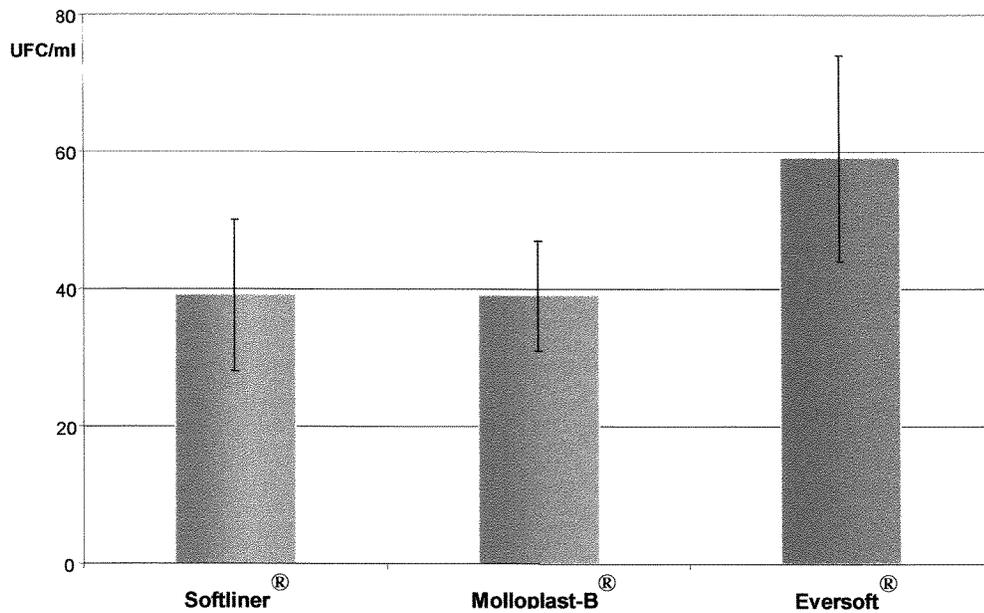


GRÁFICO 1 -

Valores médios e desvio padrão do número de UFC/ml nas amostras *sem* ciclagem térmica nos diversos grupos

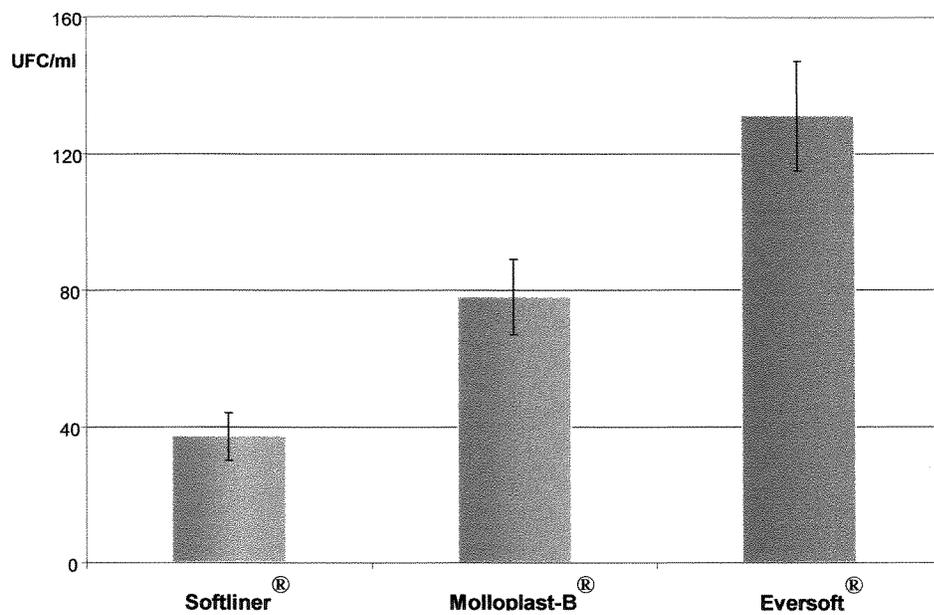


GRÁFICO 2 -

Valores médios e desvio padrão do número de UFC/ml nas amostras *com* ciclagem térmica nos diversos grupos

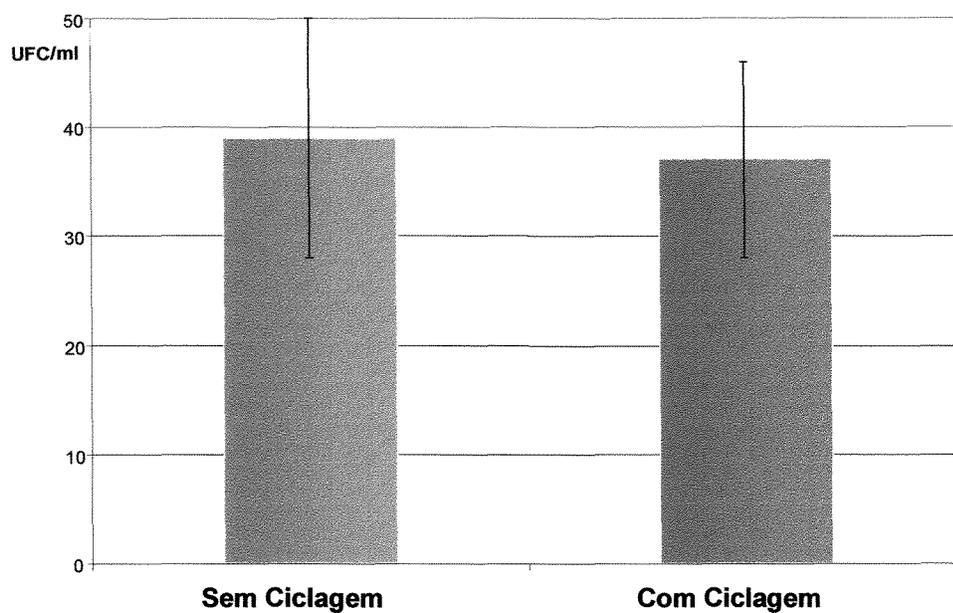


GRÁFICO 3 –

Valores médios e desvio padrão do número de UFC/ml nas amostras do grupo Softliner® *sem e com* ciclagem térmica

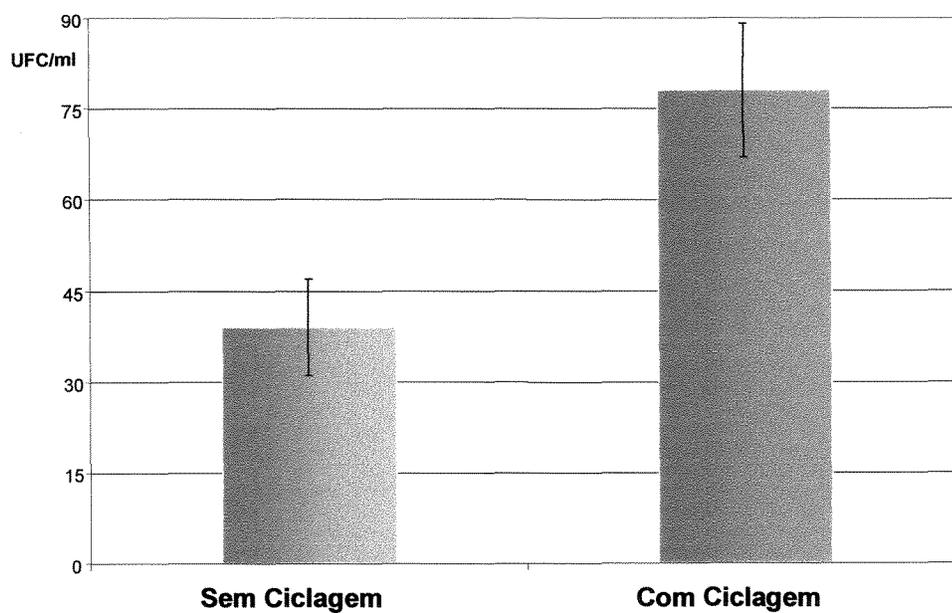


GRÁFICO 4 –

Valores médios e desvio padrão do número de UFC/ml nas amostras do grupo Molloplast-B® *sem e com* ciclagem térmica

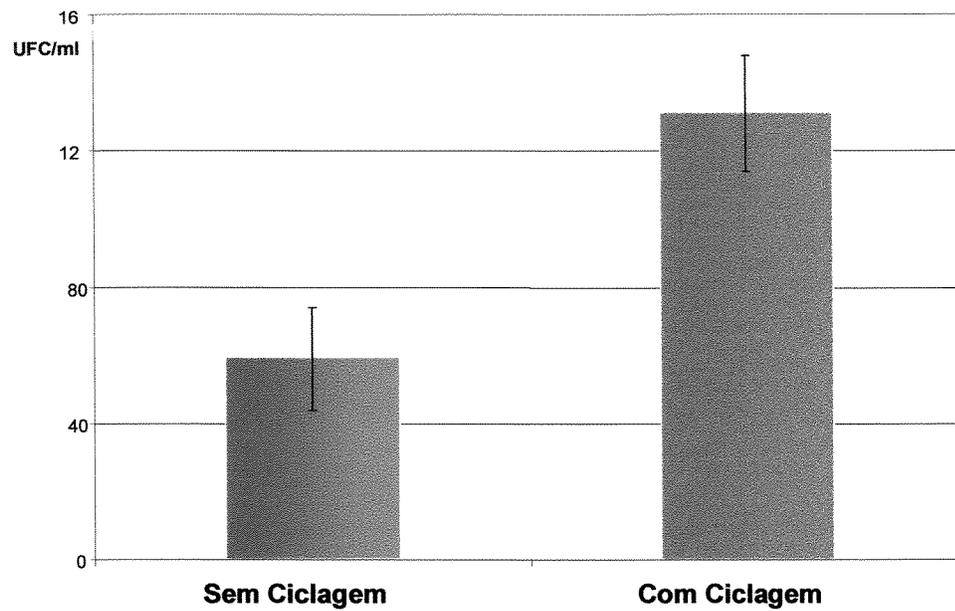


GRÁFICO 5 –

Valores médios e desvio padrão do número de UFC/ml nas amostras do grupo Eversoft® *sem* e *com* ciclagem térmica

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Vários estudos tem demonstrado que a infecção micótica é considerada o fator etiológico mais importante na estomatite causada por prótese (MÄKILÄ & HOPUSU-HAVU, 1976).

CAWSON, 1965; BUDTZ-JÖRGENSEN, 1974; WRIGHT, 1980, considerando a *C. albicans* como fator contribuinte bem estabelecido na etiologia da estomatite causada por prótese, podendo ser isolada na maioria dos esfregaços preparados de mucosa bucal afetada ou na superfície da prótese em uso, observaram que em geral, números muito maiores de *C. albicans* são vistos em esfregaços preparados de próteses do que em esfregaços de mucosas, onde, parece provável que aquele é o sítio primário de crescimento. Porém, considerando que as superfícies de um polimetil-metacrilato termopolimerizado são relativamente lisas e o crescimento da *C. albicans* nestas superfícies ocorre associado com a presença de uma placa que não está ligada pela penetração de defeitos na superfície ou pelo fechamento mecânico nas irregularidades, mas está presumidamente associada ao pouco cuidado com a higiene (DAVENPORT, 1972; ALLISON & DOUGLAS, 1973). Contrariamente, na superfície de um material de revestimento resiliente observa-se uma estrutura porosa, especialmente em próteses que estejam em uso, onde se apresenta uma série de depressões, medindo de 30 a 60 μm de diâmetro (ALLISON & DOUGLAS, 1973). Esta superfície é presumidamente mais favorável a adesão e crescimento de *C. albicans*, e torna a higienização da sua superfície mais difícil e menos adequada. Há vários relatos de materiais de revestimento resiliente que são submetidos a colônias de *C. albicans* em situações clínicas, em especial, quando o material escolhido é a base de silicone (GIBBONS, 1965; GRUBER

et al., 1966; WOELFEL & PAFFENBARGER, 1968; ALLISON & DOUGLAS, 1973; MASELLA et al., 1975; MÄKILÄ & HOPUSU-HAVU, 1976).

Na avaliação de qualquer material de revestimento resiliente, entretanto, é importante estabelecer se o material irá propiciar ou inibir o crescimento de leveduras. É improvável que tais materiais irão propiciar o crescimento de fungos na ausência de nutrientes (WILLIANSO, 1968; MASELLA et al., 1975; TANG et al., 1975), embora se tenha sugerido que, na ausência de outras fontes de carbono, alguns organismos, como a própria *C. albicans*, possam atacar os materiais de revestimento resiliente liberando carbono para seu uso como um nutriente essencial (ENGELHARDT, 1974). *In vivo* é improvável que ocorra a ausência de nutrientes, e muitas pesquisas incluem nutrientes no sistema de testes, especialmente quando se investigam os efeitos inibitórios destes materiais. Devido a alta absorção de água de muitos materiais de revestimento resiliente (WRIGHT, 1976), o nutriente se tornará disponível dentro do material, permitindo o crescimento de leveduras mesmo internamente, a menos que haja algum fator inibitório.

Neste estudo, com o objetivo de analisar a capacidade de aderência de leveduras (*C. albicans*, Cepa 12A) na superfície de materiais de revestimento resiliente, podemos observar através dos resultados (Tabela 01; gráficos 01 e 02), comportamentos estatisticamente diferentes entre os três materiais de revestimento resiliente propostos para o estudo, em especial, após ciclagem térmica, resultados que se assemelham aos achados por NIKAWA et al., 2000.

Embora vários trabalhos apresentem os materiais de revestimento resiliente a base de elastômeros de silicone como mais

suscetíveis a agregação e colonização por levedura, em nosso trabalho o material que demonstrou maior potencial de agregação a *C. albicans* foi o Eversoft[®], material de revestimento resiliente do tipo acrílico macio autopolimerizável, com médias muito superiores aos outros materiais (Gráficos 01 e 02). Este material a base de polietil metacrilato, composto por acetato etílico e álcool etílico (produtos solubilizáveis), e um plasticizador, o dibutilftalato, que minimiza o entrelaçamento das cadeias poliméricas e, portanto, permite que as cadeias de polímero “deslizem” umas sobre as outras, onde, esse movimento de deslizamento permite alterações rápidas na forma da resina e promove o efeito acolchoador para os tecidos subjacentes (WRIGHT, 1980). No entanto, essa diminuição no entrelaçamento das cadeias poliméricas possivelmente traga para o material, uma superfície menos regular e mais porosa do que a das resinas acrílicas a base de polimetil-metacrilato (ANUSAVICE, 1998). Ainda, apesar de apresentar um selante de superfície composto de etilcetona de metila, parece que tal produto por si só não é capaz de promover uma efetiva regularização e fechamento das porosidades superficiais. Observando ainda, o efeito acentuado na agregação de *C. albicans* no material Eversoft[®] após a ciclagem térmica, podemos considerar que substâncias plasticizadoras como o dibutilftalato, sofram um processo denominado lixiviação (“lixiviation” ou “leaching”), ou seja, a perda de constituintes solúveis para um meio aquoso, após um determinado tempo de uso. Como resultado deste processo de solubilização, o material torna-se irregular e poroso, favorecendo a agregação da *C. albicans* (BASCOW, 1966; BRADEN & WRIGHT, 1983; BRADEN et al., 1995).

O Molloplast-B[®], material a base de elastômero de silicone, apresentou de forma geral, desempenho parecido ao encontrado na literatura quanto a capacidade de adesão de *C. albicans* em sua superfície. Embora os

elastômeros de silicone se dividam em vários subgrupos, elas são similares em composição aos correspondentes materiais de impressão. Enquanto complacentes, são bem documentados por suportar o crescimento de *C. albicans*, possuem baixa adesão ao poli(metil metacrilato) e apresentam grande absorção de água (BRADEN & WRIGHT, 1983), enquanto o Molloplast-B[®] uma borracha de silicone termopolimerizada composta por polidimetil siloxano e γ metacriloxi propil trimetoxi silano, possui uma adesão ao poli(metil metacrilato) maior do que os outros silicones e uma menor predisposição para o crescimento de *C. albicans* (WILLIAMSON, 1968; MASELLA et al., 1975; BRADEN et al., 1995). Em nosso estudo, comparativamente entre os materiais testados, este material apresentou uma predisposição a adesão de *C. albicans* em sua superfície, estatisticamente igual ao Softliner[®] e menor do que o Eversoft[®], enquanto não ciclados térmicamente (Gráfico 01). Porém, quando ciclado, o Molloplast-B difere estatisticamente, com um maior favorecimento à adesão de *C. albicans* em sua superfície (Tabela 03; gráfico 04), e quando comparado, sua predisposição a adesão é estatisticamente maior do que o Softliner[®] e menor que o Eversoft[®] (Gráfico 02). Tal achado corrobora com os de NIKAWA et al., 2000, onde, em seu estudo sobre as interações entre os ciclos térmicos e seus efeitos sobre a colonização de fungos em materiais de revestimento resiliente, o Molloplast-B[®] tem um aumento em ordem crescente na agregação e colonização por fungos. Portanto, é aparente que o Molloplast-B[®] apresente algum grau de enrugamento de sua superfície, criando nichos que condicionam uma facilidade maior para aderência das leveduras. Possivelmente isto pode acontecer devido a perda de substratos durante a reação de polimerização e uso, principalmente moléculas de álcool que podem evaporar e afetar a

estabilidade dimensional deste material, sua solubilidade e absorção de fluídos (WRIGHT, 1984; DOOTZ et al., 1993).

Surpreendentemente o material de revestimento resiliente Softliner[®] apresentou o menor potencial de aderência de *C. albicans* em sua superfície. Material a base de elastômero de silicone autopolimerizável, este material, a exemplo do Eversoft[®], não apresenta referências na literatura e seu uso não é difundido clinicamente. Em nosso estudo, este material não apresentou diferenças estatísticas significativas com ou sem ciclagem térmica (Tabela 03, gráfico 03), e quando comparado, o material sem sofrer ciclagem térmica, apresentou um potencial de agregação de *C. albicans* em sua superfície, igual ao Molloplast-B[®], e menor do que o Eversoft[®] (Gráfico 01), no entanto quando ciclado, este material teve comportamento diferente dos demais materiais, não alterando significativamente seu comportamento, e apresentando um grau de agregação menor do que os demais (Gráfico 02). Embora não referenciado na literatura, podemos especular sobre o seu comportamento através de materiais similares. WRIGHT, 1980, num estudo sobre os efeitos inibitórios de materiais de revestimento resiliente no crescimento de *C. albicans*, trabalhou com dois elastômeros de silicone polimerizados a frio que apresentaram efeitos inibitórios: o Flexibase[®] (*Flexico Developments Ltd., London*) e Simpa[®] (*A. Kettenbach, Germany*), cujos componentes eram a base de dibutiltin dilaurato, cujo o efeito sobre o crescimento de *C. albicans* estava relacionado linearmente com suas concentrações e demonstrou que sua efetividade estava reduzida após imersão em água a 37°C, presumidamente como resultado da redução da concentração do dibutiltin dilaurato dentro do material quando ele é dissolvido no ambiente aquoso. Porém, NIKAWA, 2000, em seu estudo com vários tipos de materiais de revestimento resiliente, obteve resultados conflitantes em relação ao

comportamento dos materiais a base de elastômeros de silicone autopolimerizados, onde o material Evatouch[®] (*Neo Dental Chemical Products Co. Ltd., Japan*), apresentou alto potencial de agregação de *C. albicans* junto de sua superfície, contrariamente ao Tokuyama Soft[®] (*Tokuyama Corp., Japan*) que apresentou o menor potencial de agregação, quando comparados entre si e com outros materiais a base de silicone e acrílicos macios auto e termopolimerizáveis. Tais achados, embora distintos em seus resultados, parecem animadores quanto ao potencial de agregação deste tipo de material, e parecem corroborar com nossos resultados, embora o Softliner[®] seja um elastômero de silicone autopolimerizável, composto por polidimetil siloxano e platina, portanto com formulação diferente dos materiais apresentados nestes estudos. Considerando sua praticidade de aplicação, através de pistola e cânula de automistura, além do fator da autopolimerização, devemos considerar com atenção futuros trabalhos com este material.

Estes resultados demonstram que a ciclagem térmica é um fator determinante para a agregação e colonização de fungos, onde, os vários tipos de materiais de revestimento resiliente apresentam comportamento distintos com mudanças em suas características físicas, e invariavelmente estas mudanças auxiliam na agregação e colonização de leveduras. A relevância clínica deste estudo pode apenas ser estimada particularmente por causa dos efeitos de outras propriedades do material, isto é, grau de absorção de fluidos, solubilidade e características de superfície. Porém, numa avaliação completa de um material de revestimento resiliente, seu efeito sobre o crescimento da *C. albicans* é de importância óbvia.

7. CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos neste experimento e após a análise estatística e discussão, parece lícito afirmar que:

1. O material de revestimento resiliente Eversoft[®], sem ou com ciclagem térmica, é o material com maior tendência a adesão por *C. albicans*, quando comparada entre si e com os outros materiais testados, com médias muito superiores.
2. O material de revestimento resiliente Molloplast-B[®], após sofrer ciclagem térmica, apresenta maior tendência a adesão por *C. albicans* em sua superfície. Quando comparado com o Softliner[®], nos grupos sem ciclagem térmica, não há diferença significativa entre os materiais, porém, quando comparados os grupos com ciclagem térmica, o Molloplast-B[®] apresenta maior tendência de adesão a *C. albicans* do que o Softliner[®].
3. O material de revestimento resiliente Softliner[®], com ou sem ciclagem térmica, não apresentou diferença estatística na adesão por *C. albicans* em sua superfície. Quando comparado aos outros materiais, ele apresenta a menor média de adesão por *C. albicans* dos materiais testados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ADRIAN, E.D.; KRANTZ, W.A.; IVANHOE, J.R. The use of processed silicone to retain the implant-supported tissue-bone overdenture. J Prosth Dent, Saint Louis, v.67, n.2, p.219-222, Feb. 1992.

ALLINSON, R.T., DOUGLAS, W.H. Micro-colonization of the denture fitting surface by *Candida albicans*. J Dent, Oxford, v.12, n.1, p.198, 1973.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials and Devices. Reports of Councils and Bureaus. Revised Specification n.12 for Denture Base Polymers. J Am Dent Assoc, Chicago, v.90, n.2, p.451-458, Feb. 1975.

ANUSAVICE, K.J. Phillips' science of dental materials 10 ed., Philadelphia, Saunders, 1998.

ASHMAN, R.B.; PAPADIMITRIOU, J.M. What's new in the mechanism of host resistance to *Candida albicans* infection? Pathol Res Pract, Stuttgart, v.186, p.527-534, 1990.

BASCOW, P.W. Resilient denture base materials. J Prosth Dent, Saint Louis, v.16, n.4, p.646-649, July/Aug. 1966.

**De acordo com a NBR 6023, : Informação e documentação - Referência -
Elaboração, de ago. 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o "Medline".*

BERDICEVISKY, I.; et al. Oral Candida in asymptomatic denture wearers. Int J Oral Surg, Chicago, v.57, p.37-40, 1980.

BRADEN, M. & WRIGHT, P.S. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. J Dent Res, Washington, v.62, p.764-768, 1983.

_____; _____; PARKER, S. Soft Lining Materials – A Review. Eur J Prosth Dent, London, v.3, n.4, p.163-174, Apr 1995.

BROW, D. Resilient soft liners and tissue conditioners. Brit Dent J, London v.164, n.11, p.357-360, June 1988.

BUDTZ-JÖRGENSEN, E. The significance of Candida albicans in denture stomatitis. Scand J Dent Res, Copenhagen, v.82, p.151, 1974.

_____ Histopathology, immunology and serology of oral yeast infections. Diagnosis of oral candidosis. Acta Odontol Scand, Oslo, n.48, p.37-43, 1990.

_____ ; KNUDSEN, A.M. Chlorhexidine gel and Steradent[®] employed in cleaning dentures. Acta Odontol Scand, Oslo, n.36, p.83-87, 1978.

_____ ; LÖE, H. Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. Scand J Dent Res, Copenhagen, v.80, p.457-464, 1972.

BURNS, D.R., et al. Response of processed resilient denture liners to Candida albicans. J Prosth Dent, Saint Louis, v.57, n.4, p.507-512, Apr 1987.

CAWSON, R.A. Symposium on denture sore mouth II. The role of Candida. Dent Pract Dent Res, Bristol, n.16, p.138, 1965.

DAVENPORT, J.C. The denture surface. Br Dent J, London, v.133, p.101, 1972.

DOOTZ, E.R.; KORAN, A.; CRAIG, R.G. comparison of the physical properties of 11 soft denture liners. J Prosth Dent, Saint Louis v.67, n.5, p.707-712, May 1993.

ENGELHARDT, J.P. The microbial decomposition of dental resins and its importance to the microbial balance of the oral cavity. Int Dent J, London v.24, n.1, p.376-384, 1974.

ELLEPOLA, A.N.B. & SARAMANAYAKE, L.P. Adhesion of Candida albicans isolates to denture acrylic following limited exposure to antifungal agents. Arch Oral Biol, Oxford, v.43, n.12, p.999-1007, 1998.

EPSTEIN, J.B. Antifungal therapy in oropharyngeal mycotic infections. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, Saint Louis n.69, p.32-41, 1990.

FOTOS, P.G.; HELLSTEIN, J.W.; VINCENT, S.D. Oral candidosis revisited. Gen Dent, Chicago, v.39, p.422-430, 1991.

GIBBONS, P. Clinical and bacteriological findings in patients wearing Silastic 390 soft liner. J Mich State Dent Assoc, Launsing, v.5, n.47, p.64, 1965.

GONZALES, J.B. Use of tissue conditioners and resilient liners. Dent Clin North Am, Philadelphia, v.21, n.2, p.249-259, Apr. 1977.

_____; LANEY, W.R. Resilient materials for dentures prostheses. J Prosth Dent, Saint Louis, v.62, n.4, p.421-428, Oct. 1989.

GRUBER, R.G., LUCATORTO, F.M.; MOLNAR, E.G. Fungus growth on tissue conditioners and soft denture liners. J Am Dent Assoc, Chicago, v.73, p.641, 1966.

GRUNEWALD, A.H.; PAFFENBARGER, G.C.; DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. J Am Dent Assoc, Chicago, v.44, n.3, p.269-284, Mar. 1952.

HAHN, G.W. A comfortable silicone bulb obturator with or without dentures. J Prosth Dent, Saint Louis, v.28, n.3, p.313, Sept. 1972.

INCCLS. Reference Method for Broth Dilution Antifungal Susceptibility Testing of Yeasts; Approved Standard. NCCLS document M27-A, vol.17, n.9, 1997.

JORGE, J.J. Influência de fatores locais e sistêmicos na presença do gênero *Candida* na boca de idosos. Piracicaba, 1996. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

KOLNICK, J.R. Oral candidosis. Report of a case implicating *Candida parapsilosis* as a pathogen. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, Saint Louis, v.50, p.411-415, 1980.

LAMMIE, G.A.; STORER, R. A preliminary report on resilient denture plastics. *J Prosth Dent*, Saint Louis, v.8, n.3, p.411-424, May 1958.

LANEY, W.R. Processed resilient denture liners. *Dent Clin North Am*, Philadelphia, v.14, n.13, p.531-551, 1970.

LITCHFIELD, J. & WOOD, L.G. Improvements in or relating to synthetic resins. *Brov. Patent*, No. 983.817, 1965.

MacFARLANE, T.W.; SAMARANAYAKE, L.P. *Clinical oral microbiology*. London: Wright, 1989.

MACK, P.J. Denture soft linings: clinical indications. *Aust Dent J*, Sidney, v.34, n.5, p.454-458, Oct. 1989.

MÄKILÄ, E. Soft lining to relieve soreness beneath dentures. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.3, n.2, p.145-150, Apr. 1976.

_____ ; HOPSON-MAVU, V.K. Mycotic growth and soft denture lining materials. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.35, p.197, 1977.

MARSH, P.D.; PERCIVAL, R.S.; CHALLACOMBE, S.J. The influence of denture-wearing and age on the oral microflora. *J Dent Res*, Washington, v.71, p.1374-1381, 1992.

MASSELLA, R.P., DOLLAN, C.T. & LANEY, W.R. The prevention of the growth of *Candida* on Silastic 390 soft liner denture. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.33, n.4, 250-255, 1975.

MURRAY, C.G. Resilient lining material for the retention of maxillofacial prostheses. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.42, n.2, p.53-57, July 1979.

NIKAWA, H. & HAMADA, T. Binding of salivary or serum proteins to *Candida albicans* in vitro. *Arch Oral Biol*, Oxford, v.35, p.575, 1990.

_____, et al. Interactions between denture lining material, protein pellicles and *Candida albicans*. *Arch Oral Biol*, Oxford, v.38, p.631, 1993.

_____, et al. Interactions between thermal cycled resilient denture lining materials, salivary and serum pellicles and *Candida albicans* in vitro: Part II. Effects on fungal colonization. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.27, p.124-130, 2000.

_____, et al. Non-specific adherence of *Candida* species to surface modified glass. *J Med Vet Microbiol*, Oxford, v.27, p.269, 1989.

_____, et al. Growth and/or acid production of *Candida albicans* on soft lining materials in vitro. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.21, p.585, 1994.

NISHIYAMA, M. & KATO, T. Properties of LTV vinyl silicone rubber-based resilient denture base liner and directions for use. *J Nihon Univ Sch Dent*, Tokyo, v.29, n.2, p.100-111, June 1987.

O'BRIEN, W.J. **Dental materials and their selection**. 2.ed., Chicago, Quintessence, 1997.

ODDS, F.C. *Candida and Candidoses*. 2 ed. London: Buttler and Tanner, 1988.

OHYAMA, T.; GOLD, H.O.; PRUZANSKY, S. Maxillary obturator with silicone lined hollow extension. *J Prosth Dent*, Saint Louis, v.34, n.3, p.336-341, Sept. 1975.

OKSALA, E. Factors predisposing to oral yeast infections. *Acta Odontol Scand*, Oslo, n.48, p.71-74, 1990.

PARKER, S. & BRADEN, M. New soft lining materials. *J Dent*, Oxford, v.10, n.2, p.149-153, 1982.

PHILLIPS, R.W. *Skinner materiais dentários*. 9.ed Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p.92-123.

POLYZOIS, G.L. Resilient acrylic resin template for facial protheses. Int J Prosthodont, Lombard, v.3, n.3, p.274-277, May./June 1990.

QUDAH, S.; HARRISON, A.; HUGGETT, R. Soft lining material in prosthetic dentistry: a review. Int J Prosthodont, Lombard, v.3, n.5, p.477-483, Sept./Oct. 1990.

_____; HUGGETT, R.; HARRISON, A. The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. Quintessence Int, Berlin, v.22, n.7, p.575-580, 1991.

ROSSIE, K.M.; TAYLOR, J.; BECK, F.M.; HODGSON, S.E.; BLOZIS, G.G. Influence of radiation therapy on oral Candida albicans colonization: A quantitative assessment. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, Saint Louis, v.64, p.698-701, 1987.

ROTHROSEN, D.; CALDERONE, R.A.; EDWARDS, J.F. Adherence of Candida species to host tissues and plastic surfaces. Rev Infec Dis, Chicago, v.8, p.73-83, 1986.

SANDVEN, P. Laboratory, identification and sensitivity testing of yeast isolates. Acta Odontol Scand, Oslo, v.48, p.27-36, 1990.

SHEPERD, M.G. The pathogenesis and host defense mechanisms of oral candidosis. N Z Dent J, Dunedin, n.82, p.78-81, 1986.

SHERNOFF, A.F.; BATTLE, L.W.; JAROSZ, C.J. Na alternative to conventional overdenture attachments with Molloplast-B: a technique. J Prosth Dent, Saint Louis, v.52, n.2, p.305-307, Aug. 1984.

STENDERUP, A. Oral mycology. Acta Odontol Scand, Oslo, v.48, p.3-10, 1990.

STORER, R. Resilient denture base materials. Part 1, Introduction and laboratory evaluation. Br Dent J, London, v.113, n.6, p.195-203, Sept. 1962.

_____ Resilient denture base materials. Part 2, clinical trials. Brit Dent J, London, v.113, n.7, p. 231-239, Oct. 1962.

TANG, R.Y.W., GONZALES, J.B. & ROBERTS, G.D. Polyurethane elastomer as a possible resilient material for denture prostheses: A microbiological evaluation. J Dent Res, Washington, v.54, p.1039, 1975.

TODD, R.; HOLT, J. A Kennedy class I removable partial denture with a resilient liner. J Prosth Dent, Saint Louis, v.57, n.2, p.247-249, Feb. 1987.

VAN HANDEL, A.B. Lining for artificial dentures. United States Patent, No. 3.785.054, 1974.

WATSON, I.B.; MacDONALD, D.G. Oral mucosa and complete dentures. J Prosthet Dent, Saint Louis, n.47, p.133-140, 1982.

WHITSITT, J.A.; BATTLE, L.W.; JAROSZ, C.J. Enhanced retention for the distal extension-base removable partial denture using a heat-cures resilient soft liner. J Prosth Dent, Saint Louis, v.52, n.3, p.447-448, Sept. 1984.

WILLIAMSON, J.J., The effect of denture lining materials on the growth of *Candida albicans*. Br Dent. J, London, n.125, p.106, 1968.

_____ Diurnal variation of *Candida albicans* counts in saliva. Austr Dent J, Sidney, v. 17, p.54-60, 1972.

WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C. Evaluation of complete dentures lined with resilient silicone rubber. J Am Dent Assoc, Chicago, v.76, p.582, 1968.

WRIGHT, P.S. Soft lining materials: their status and prospects. J Dent, Oxford, v.4, n.6, p.247-256, Nov. 1976.

_____ The effect of soft lining materials on the growth of *Candida albicans*. J Dent, Oxford, v.8, n.2, p.144-151, Aug. 1980.

_____ Composition and properties of soft lining materials for acrylic dentures. J Dent, Oxford, v.9, n.3, p.210-223, Sept. 1981.

_____ ; CLARCK, P.; HARDIE, J.M. The prevalence and significance of yeasts in persons wearing complete dentures with soft-lining materials. J Dent Res, Washington, v.64, n.2, p.122-125, Feb. 1985.

_____, et al. Evaluating the effect of soft lining materials on the growth of yeast. *J Prosth Dent*, Saint Louis, v.79, n.4, p.404-409, April 1998.

_____ The success and failure of denture soft-lining material in clinical use. *J Dent*, Oxford, v.12, n.4, p.319-327, Dez. 1984.

ANEXOS

TABELA 2
Corpos de Prova *sem* Ciclagem Térmica.

	Softliner	Molloplast B	Eversoft
	30	35	39
	30	20	85
	52	45	70
	45	35	55
	65	54	40
	35	44	70
	39	35	55
	30	40	77
	35	45	70
	39	35	55
	30	40	51
	35	45	44
X	38,75	39,41666667	59,25
SD	10,66962554	8,436482823	14,95523624

TABELA 3
Corpos de Prova *com* Ciclagem Térmica.

	Softliner	Molloplast B	Eversoft
	30	85	130
	30	75	135
	45	80	140
	50	65	100
	33	56	135
	30	75	102
	45	80	140
	44	88	120
	42	98	151
	24	80	140
	30	75	135
	45	80	140
X	37,33	78,08	130,6666667
SD	8,605847202	10,63833833	15,65150782

TABELA 4

Análise de Variância, Distribuição F e correção pelo método de Bonferroni dos valores obtidos nos diversos grupos *sem* ciclagem térmica.

Fontes de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Média dos quadrados	F	P
Tratamentos	2	3256.222	1628.111	11.9517	0.0003
Erro	33	4495.417	136.225		
	---	---	---		
TOTAL	35	7751.639			

Bonferroni:	B	(p)
Médias (1 e 2)	80.674	> 0.05
=		
Médias (1 e 3)	80.674	< 0.05
=		
Médias (2 e 3)	80.674	< 0.05
=		

TABELA 5

Análise de Variância, Distribuição F e correção pelo método de Bonferroni dos valores obtidos nos diversos grupos *com* ciclagem térmica.

Fontes de variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Média dos quadrados	F	P
Tratamentos	2	52546.722	26273.361	182.3678	< 0.0001
Erro	33	4754.250	144.068		
		---	---		
TOTAL		57300.972			

Bonferroni:	B	(p)
Médias (4 e 5)	82.964	< 0.05
=		
Médias (4 e 6)	82.964	< 0.05
=		
Médias (5 e 6)	82.964	< 0.05
=		

EMBRARAD

EMPRESA BRASILEIRA DE RADIAÇÕES LTDA.

C.N.P.J. 45.789.724/0002-85

DIMED 926/81

CERTIFICADO NUMERO 025800

EMBRARAD EMPRESA BRASILEIRA DE RADIAÇÕES LTDA., CERTIFICA A EMPRESA
Dr. SIDNEY KINA. QUE SEUS PRODUTOS RECEBIDOS EM 13/10/1999 - ABAIXO
RELACIONADOS//

- 25 CORPOS DE PROVA DE EVERSOF//
- 25 CORPOS DE PROVA DE SOFTLINER//
- 25 CORPOS DE PROVA DE MOLLOPLAST B//
- 25 CORPOS DE PROVA DE R.A.T.P.//

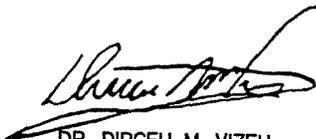
FORAM ESTERILIZADOS EM 15/10/99 ATRAVES DE RAIOS GAMA COM DOSE DE 25KGY//
SENDO CONSIDERADOS ESTEREIS DESDE QUE INVOLADAS AS EMBALAGENS*****

*



EMBRARAD




DR. DIRCEU M. VIZEU

Físico



DR. RUDOLF URI HUTZLER
Controle Microbiológico