

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**DEGRADAÇÃO DE CONDICIONADORES TECIDUAIS EM PRÓTESES TOTAIS:  
ESTUDO *IN SITU***

**ROGÉRIO BRASILIENSE ELSEMANN**

**Porto Alegre  
2007**

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ROGÉRIO BRASILIENSE ELSEMANN

DEGRADAÇÃO DE CONDICIONADORES TECIDUAIS EM PRÓTESES  
TOTAIS: ESTUDO *IN SITU*

Porto Alegre

2007

ROGÉRIO BRASILIENSE ELSEMANN

**DEGRADAÇÃO DE CONDICIONADORES TECIDUAIS EM PRÓTESES**

**TOTAIS: ESTUDO *IN SITU***

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Porto Alegre

2007

E49d     Elsemann, Rogério Brasiliense  
          Degradação de condicionadores teciduais em próteses totais : estudo in situ  
          / Rogério Brasiliense Elsemann. - 2007.  
          75 f. : il.

          Orientador: Rosemary Sadami Arai Shinkai.  
          Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul,  
          2007.

          Bibliografia.

          1. Condicionamento do tecido (Odontológico). 2. Prótese total. 3. Prótese  
          dentária. 4. Reembasadores de dentadura. I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai.  
          II. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-  
          graduação em Odontologia. III. Título

CDD 617.692

ROGÉRIO BRASILIENSE ELSEMANN

**DEGRADAÇÃO DE CONDICIONADORES TECIDUAIS EM PRÓTESES  
TOTAIS: ESTUDO *IN SITU***

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Aprovada em 18 de janeiro de 2007

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Rosemary Sadami Arai Shinkai - PUCRS

Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury - UNICAMP

Profa. Dra. Daniela Maffei Botega - UFRGS

Prof. Dr. André Arigony Souto - PUCRS

Profa. Dra. Luciana Mayumi Hirakata - PUCRS

Dedico esta tese...

À minha esposa amada,  
*ESTELA*, pelo seu amor, companheirismo e cumplicidade em todos os  
momentos da minha vida.

Às minhas filhas queridas,  
*LETÍCIA* e *JÚLIA*, por serem sempre o motivo maior de todo o meu  
esforço.

Aos meus pais,  
*DANIEL* e *JUPIRA*, pelo exemplo de aprender sempre.

À minha irmã,  
*RAQUEL*, pelo carinho.

Dedicação especial...

À minha Orientadora,

*Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai*, pelo seu conhecimento, pela sua dedicação, pelo seu empenho e pelo seu exemplo em lutar e vencer os obstáculos que a vida nos apresenta, com um sorriso no rosto.

## AGRADECIMENTOS

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na pessoa do Professor **Marcos Túlio Mazzini Carvalho**, Diretor da Faculdade de Odontologia, pelo acolhimento afetuoso, como se fosse eu aluno desta casa há 30 anos.

À Profa. Dra. **Nilza Pereira da Costa**, pelo seu exemplo de dedicação e esforço para gerir este Programa de Pós-Graduação com tamanha energia.

À equipe de **professores** do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Stricto Sensu na área de concentração em Prótese Dentária, por terem me auxiliado nesta jornada e crescimento.

Ao Prof. Dr. **André Arigony Souto**, pois sua participação neste trabalho foi tão grande que, sem ele, não seria possível sua realização.

Aos funcionários da Secretaria de Pós-Graduação, **Ana Lúcia Prestes**, **Carlos Minossi**, **Davenir Meger Bruschi** e **Marcos Caetano Correia**, por sua simpatia e carinho.

À colega **Dúcia Caldas Cosme**, por ter me auxiliado e também orientado em muitos momentos deste trabalho.

Aos meus colegas especiais, **Lisiane Hehn** e **Alexandre Conde**, por serem impossíveis comigo.

Aos alunos de iniciação científica **Alice Zotis**, **Diego** e **Jerônimo**.

Aos demais **colegas** do curso de Doutorado, por terem me acompanhado no mesmo caminho.

Aos **pacientes** que gentilmente e voluntariamente participaram deste estudo.

A **todos** que de uma forma ou outra, participaram desta conquista.

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

*Romanos 8:28*

## RESUMO

Este estudo *in situ* avaliou a degradação de condicionadores de tecido em função do tempo de uso clínico, mensurando a dureza Shore A e a quantidade do agente plastificante ftalato. Três materiais condicionadores de tecido foram avaliados: Coe-Comfort, Dura Conditioner e Softone. Os três materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e inseridos em canaletas (5x15x2 mm) preparadas na região palatal da superfície interna de próteses totais superiores de nove pacientes da Clínica de Prótese Total da FO-PUCRS selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão, que permaneceram utilizando suas próteses durante o período de avaliação. As análises foram realizadas no *baseline*, no terceiro, sétimo e décimo-quarto dias, após a inserção dos condicionadores em boca. As mensurações da dureza foram registradas por meio de um aparelho durômetro Shore A analógico e a quantidade de plastificante foi mensurada por espectrofotometria de infravermelho. Foram selecionadas aleatoriamente espécimes dos três condicionadores de cada intervalo de tempo para análise em microscópio eletrônico de varredura. Os dados foram analisados por ANOVA utilizando o delineamento em medidas repetidas seguida pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey e por regressão linear simples, ao nível de significância de 5%. Todos os condicionadores de tecido testados apresentaram redução da quantidade de plastificante ftalato e aumento da dureza ao longo do tempo do estudo. O comportamento geral de degradação dos condicionadores de tecido testados foi similar mas o padrão de lixiviação de ftalato e de aumento de dureza foi específico para cada material. As maiores alterações de concentração de ftalato e de dureza Shore A dos condicionadores de tecido estudados ocorreram nos primeiros três dias de uso clínico. Entre o *baseline* e o dia 3 o Coe-Comfort apresentou redução de aproximadamente 25% da concentração inicial de ftalato, sendo estatisticamente diferente dos demais materiais que apresentaram perda de 50%. Não houve alteração significativa da quantidade de ftalato entre os dias 3 e 7. A quantidade de plastificante no material está inversamente relacionada com a dureza dos condicionadores de tecido.

**Palavras-chave:** Prótese Dentária. Prótese Total. Reembasadores de Dentadura. Condicionamento do Tecido (odontológico).

## ABSTRACT

This *in situ* study evaluated the degradation of tissue conditioners as a function of the timespan of clinical use measuring the variables Shore A hardness and quantity of plasticizer phthalate. The three tissue conditioners evaluated were Coe-Comfort, Dura Conditioner, and Softone. The materials were prepared according to each manufacturer's instructions and inserted into grooves (5x15x2 mm) made in the palatal inner surface of maxillary complete dentures of nine patients at the FO-PUCRS Complete Dentures Clinics. These patients were selected following the inclusion and exclusion criteria and used their dentures during the evaluation period. Data collection was performed at baseline and 3, 7, and 14 days after the insertion of the materials into the dentures grooves. Shore A hardness was recorded by using an analogical Shore A durometer. The quantity of plasticizer phthalate was measured by means of infrared spectroscopy. One specimen of each material was randomly chosen at each test-time for observation of surface topography in scanning electron microscope. Data were analyzed by ANOVA for repeated measures followed by Tukey test, and by simple linear regression, at the 5% significance level. All tested tissue conditioners showed decrease of quantity of phthalate and increase of hardness over time. The overall degradation was similar for all tissue conditioners but the pattern of phthalate lixiviation and of hardness alteration was material-specific. The largest changes of phthalate concentration and Shore A hardness of the tested tissue conditioners occurred in the first three days of clinical use. Comparing *baseline* and day 3 data, Coe-Comfort showed 25% decrease of initial phthalate concentration, which was statistically different from the other materials with reduction of 50%. No significant alteration of phthalate concentration was detected between days 3 and 7. The quantity of plasticizer in the material is inversely related to the hardness of the tissue conditioner.

**Key-words:** Dental Prosthesis. Denture, Complete. Denture Liners. Tissue Conditioning (Dental).

## LISTA DE QUADRO E FIGURAS

Quadro 1 -	Especificações dos Condicionadores de Tecido utilizados: Marca Comercial, Fabricante, Lote e Composição Química .....	38
Figura 1 -	Esquema do delineamento da pesquisa .....	37
Figura 2 -	Coe-Comfort .....	39
Figura 3 -	Dura Conditioner .....	39
Figura 4 -	Softone .....	39
Figura 5 -	Canaletas sendo inicializadas na superfície interna, com fresa de tungstênio com formato de pêra .....	42
Figura 6 -	Canaletas sendo padronizadas em profundidade, com pedra montada previamente marcada em 2 mm .....	42
Figura 7 -	Inserção dos três condicionadores de tecido testados nas canaletas .....	43
Figura 8 -	Esquema para remoção dos espécimes nos intervalos de tempo de 3, 7 e 14 dias .....	44
Figura 9 -	Canaletas preenchidas com resina autopolimerizável logo após a remoção dos espécimes .....	45
Figura 10 -	Corpo-de-prova padronizado pelo diâmetro do punch de 4 mm .....	46
Figura 11 -	Durômetro portátil analógico Teclok Shore A .....	47
Figura 12 -	Superfície inferior do durômetro na mensuração da dureza Shore A .....	49
Figura 13 -	Espectrômetro de Infravermelho .....	50
Figura 14 -	Placa de Cristal de Selenito de Zinco .....	50
Figura 15 -	Gráfico do espectro padrão de ftalato .....	51
Figura 16 -	Microscópio Eletrônico de Varredura – MEV .....	52
Figura 17 -	Dureza Shore A dos condicionadores de tecido nos quatro intervalos de tempo .....	55

Figura 18 -	Quantidade de ftalato dos condicionadores de tecido (A: dados normalizados; B: dados originais em unidade arbitrária UA) nos quatro intervalos de tempo.....	57
Figura 19 -	Gráfico dos espectros de infravermelho do condicionador Coe-comfort ....	58
Figura 20 -	Gráfico dos espectros de infravermelho do condicionador Dura Conditioner .....	59
Figura 21 -	Gráfico dos espectros de infravermelho do condicionador Softone .....	60
Figura 22 -	Gráficos da regressão linear simples da dureza Shore A em função da quantidade de ftalato dos três condicionadores de tecido testados .....	61
Figura 23 -	Coe-Comfort no <i>Baseline</i> com aumento de 50X .....	62
Figura 24 -	Dura Conditioner no <i>Baseline</i> com aumento de 50X .....	63
Figura 25 -	Softone no <i>Baseline</i> com aumento de 50X .....	64
Figura 26 -	Coe-Comfort no <i>Baseline</i> com aumento de 200X .....	65
Figura 27 -	Dura Conditioner no <i>Baseline</i> com aumento de 200X .....	65
Figura 28 -	Softone no <i>Baseline</i> com aumento de 200X .....	65
Figura 29 -	Coe-Comfort no 3º dia com aumento de 200X .....	66
Figura 30 -	Dura Conditioner no 3º dia com aumento de 200X .....	66
Figura 31 -	Softone no 3º dia com aumento de 200X .....	66
Figura 32 -	Coe-Comfort no 7º dia com aumento de 200X .....	67
Figura 33 -	Dura Conditioner no 7º dia com aumento de 200X .....	67
Figura 34 -	Softone no 7º dia com aumento de 200X .....	67
Figura 35 -	Coe-Comfort no 14º dia com aumento de 200X .....	68
Figura 36 -	Dura Conditioner no 14º dia com aumento de 200X .....	68
Figura 37 -	Softone no 14º dia com aumento de 200X .....	68

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Comparação da dureza (dureza Shore A) em função do condicionador de tecido e do intervalo de tempo .....	54
Tabela 2 -	Comparação do aumento da dureza Shore A em relação ao baseline (considerando a diferença em relação ao tempo zero), em função do condicionador de tecido e do intervalo de tempo .....	56
Tabela 3 -	Comparação da quantidade de plastificante ftalato (dados normalizados) em função do condicionador de tecido e do intervalo de tempo .....	57

## LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS

°	Graus
>	Maior que
<	Menor que
$\mu\text{g}/\text{cm}^2$	Micrometro/centímetro ao quadrado
ADA	American Dental Associaton
ASTM	American Society for Testing and Materials
ATP	Adenosin-tri-phosphat
BPBG	Butilftalil butilglicolato
BS	Benzil salicilato
C	Centígrados
CFU	Colony Forming Unit (Unidade Formadora de Colônia)
Co	Company
Corp	Corporation
DBP	Dibutil ftalato
DIN	Deutsches Institut für Normung
et al.	E outros (abreviatura de <i>et alli</i> )
FTIR-ATR	Fourier Transformed Infrared-Attenuated Total Reflectance
h	hora
HPLC	High Performance Liquid Chromatography
Inc	Incorporation
kV	kilovolt
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
Mfg	Manufactoring
$\text{mg}/\text{cm}^2$	Miligrama/centímetro ao quadrado
$\text{mg}/\text{g}$	Miligrama/grama
mL	Mililitro
mm	Milímetro
MPa	MegaPascal
MRSA	methicillin-resistant <i>Staphylococcus aureus</i>
nm	Nanômetro
p	Valor da probabilidade calculada pelo teste estatístico para rejeição da hipótese de nulidade
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Tg	Glass Transition Temperature
TDI	Tolerable Daily Intake

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	14
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	16
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	36
3.1	OBJETIVO GERAL .....	36
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	36
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	37
4.1	MATERIAIS .....	38
4.2	MÉTODO .....	40
<b>4.2.1</b>	<b>Seleção das amostras</b> .....	40
<b>4.2.2</b>	<b>Confeção dos corpos-de-prova</b> .....	41
<b>4.2.3</b>	<b>Testes</b> .....	47
4.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	53
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	54
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	69
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	75
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	76
	<b>APÊNDICE A</b> .....	81
	<b>APÊNDICE B</b> .....	82
	<b>ANEXO A</b> .....	85
	<b>ANEXO B</b> .....	86

## 1 INTRODUÇÃO

Os condicionadores de tecidos são materiais forradores de próteses totais usados na clínica odontológica com o intuito de auxiliar o restabelecimento da saúde da mucosa da área de suporte da prótese. São também utilizados em outras funções como nos casos de trauma mecânico por próteses mal adaptadas, na instalação de próteses imediatas, como adjuvante em tratamento de estomatite protética (HARRISON, 1981), em moldagens funcionais (BRADEN; CAUSTON, 1971; MURATA, 2001b), após a colocação de implantes ósseo-integrados (KULAK; KAZAZOGLU, 1998) e para estabilizar a prótese total durante o registro das relações maxilomandibulares.

Os condicionadores de tecidos são classificados como materiais reembasadores macios ou resilientes para bases de próteses totais ou parciais removíveis, compostos basicamente de uma resina acrílica com plastificantes, disponível na forma de apresentação de um pó (polímero) e um líquido (monômero). A composição deste polímero geralmente é polimetacrilato de metila ou um de seus copolímeros e o líquido contém 60% a 80% de um éster aromático, geralmente o dibutil ftalato (ANUSAVICE, 1996) ou o ftalato de butila-butil glicolato em etanol (JEPSON; MCGILL; McCABE, 2000). Quando pó e líquido são misturados, obtém-se um gel viscoelástico.

Estes materiais caracterizam-se por sua resiliência, o que lhes confere a capacidade de absorver os impactos causados pela ação mecânica da mastigação (KAWANO et al., 1991; TAGUCHI et al., 2001). Alguns materiais apresentam a adição de substâncias medicamentosas em sua composição, que auxiliam na terapêutica de tecidos com solução de continuidade (ABE et al., 2004; CHOW; MATEAR; LAWRENCE, 1999). Porém, estes materiais têm algumas limitações para uso clínico, tais como: pouca estética; dificuldade de higienização, pois estes materiais são muito macios e não devem ser escovados como uma prótese com base acrílica convencional (NIKAWA et al., 2003); e o custo pode ser relativamente alto considerando-se o tempo de duração do material em boca, sendo que a maioria dos fabricantes recomenda a troca do material após alguns dias ou semanas.

Esta vida útil relativamente curta está relacionada à degradação do material no ambiente bucal, inclusive pelo contato com saliva (GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991), que

se traduz clinicamente em perda da maciez e conseqüente aumento da rigidez (GRONET; DRISCOLL; HONDRUM, 1997), à dificuldade de higienização crescente, pelo fato do material estar cada vez mais rugoso (MALMSTRÖM et al., 2002), o que provoca pigmentação do condicionador. Tais fenômenos resultam em aparência, odor e sabor desagradáveis. Esta degradação limita o uso intra-oral em alguns dias e favorece a rápida colonização por microorganismos bucais (KULAK; KAZAZOGLU, 1998).

A sorção de água do meio (JEPSON; McCABE; BASKER, 1995) e a lixiviação de etanol (WILSON, 1992) e do plastificante, demonstrada através de espectrofotometria (ALOUL; SHEN, 2002), atuam na degradação destes materiais ao longo do tempo. Esta degradação provoca redução da elasticidade (PARK et al., 2004), alteração dimensional e de peso (MURATA et al., 2001b) e aumento de absorção de água e solubilidade (KAWANO et al., 1994). A deterioração superficial também pode ser visualizada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MALMSTRÖM et al., 2002). A lixiviação de plastificantes dos condicionadores para o meio bucal é importante porque alguns componentes têm potencial tóxico (JONES et al., 1988) ou de atividade estrogênica (HASHIMOTO et al., 2003) quando ingeridos.

Embora vários estudos laboratoriais tenham investigado a degradação dos condicionadores de tecido e o resultado nas propriedades físico-mecânicas, há escassez de pesquisas *in vivo* para qualificar a utilização destes materiais. Em um estudo clínico pode-se avaliar o desempenho comparativo de materiais condicionadores de tecido no meio onde são empregados, em função do tempo de uso, para obter dados com maior validade externa.

A degradação dos condicionadores de tecido é atribuída principalmente à perda do componente plastificante ftalato com conseqüente aumento da dureza do material. Para poder atingir o objetivo deste trabalho escolheram-se testes que pudessem demonstrar a relação entre esta perda de plastificante com a alteração em sua principal característica: a maciez. Os testes escolhidos para comprovarem a hipótese deste estudo “*in situ*” foram a avaliação da dureza Shore A e da quantidade de plastificante. Assim, este trabalho avaliou *in situ* a degradação de três materiais condicionadores de tecidos ao longo de 14 dias para verificar se a alteração de dureza do material está relacionada à lixiviação do componente plastificante. A hipótese de trabalho foi que os condicionadores de tecido testados apresentam degradação diferente ao longo do tempo, sendo que a dureza apresenta uma relação linear com a quantidade de plastificante ftalato do material.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Braden (1970a) analisou, por meio de espectroscopia de infravermelho, as composições e estruturas químicas do pó e do líquido de cinco condicionadores de tecido utilizados comumente no ano de 1969. Os materiais avaliados foram: Coe-Comfort (Coe Laboratories Inc., Chicago), Hydrocast (Kay See Dental Mfg., Co. Inc., Kansas City), Ivo seal (Ivoclar A. G. Schaan, Liechtenstein.), Tempo (Lang Dental Mfg. Co., Chicago) e Triplastic (Opotow Dental Mfg. Co., Brooklyn, NY). Em sua análise pôde constatar que o pó destes polímeros geralmente era o polietil metacrilato, e o líquido era uma mistura de um éster aromático com 30% de etanol. O éster aromático utilizado por quatro dos cinco fabricantes era o butil ftalil butil glicolato.

A reologia de seis condicionadores de tecido foi estudada por Braden (1970b), que utilizou os materiais: Coe-Comfort (Coe Laboratories Inc., Chicago), Hydrocast (Kay See Dental Mfg., Co. Inc., Kansas City), Ivo seal (Ivoclar A. G. Schaan, Liechtenstein.), Tempo (Lang Dental Mfg. Co., Chicago), Triplastic (Opotow Dental Mfg. Co., Brooklyn, NY) e CMW930 (C.M.W. Laboratories, Blackpool, Lancashire, UK). As propriedades viscoelásticas foram examinadas para avaliar o papel do etanol no componente líquido e o efeito da temperatura. Em sua conclusão o autor afirmou que os condicionadores de tecido analisados apresentaram uma escala de geleificação que seria possível simular utilizando-se o pó do poli (metacrilato de etila) e várias combinações de etanol aromático, para evitar distorções sob condições dinâmicas. Nestas combinações foi necessária menor quantidade etanol do que com a maioria dos condicionadores. Com exceção de um dos materiais, as propriedades reológicas destes condicionadores, após o gel estar maturado, comportaram-se como um líquido viscoso, sob cargas constantes. O autor sugeriu dois fundamentos importantes para os condicionadores de tecido: ter a menor quantidade possível de etanol e ter uma razoável resiliência duradoura sob circunstâncias dinâmicas.

Braden e Causton (1971) avaliaram as características de cinco condicionadores de tecido quando imersos em água. Os materiais utilizados foram: Coe-Comfort (Coe Laboratories Inc., Chicago), Hydrocast (Kay See Dental Mfg., Co. Inc., Kansas City), Ivo seal (Ivoclar A. G. Schaan, Liechtenstein.), Tempo (Lang Dental Mfg. Co., Chicago), Triplastic (Opotow Dental Mfg. Co., Brooklyn, NY) e um material experimental CMW (ADCO

Plastics, Blackpool, Eng.). Foi observado que os condicionadores, quando imersos em água, absorvem água e perdem etanol para o meio, diminuindo o peso. Quanto maior era a concentração de etanol na composição do condicionador, maior foi a lixiviação. Os autores indicaram o material experimental para ser usado como material de moldagem em prótese dentária, pois teve suas dimensões estáveis com a perda de etanol e a absorção de água volumetricamente semelhantes. Os autores afirmaram também que o Coe-Comfort exibiu um comportamento instável com imersão prolongada em água, e atribuíram este comportamento à fraca estrutura do gel.

Duran, Powers e Craig (1979) determinaram a complacência de deformação e a dinâmica modular de dois condicionadores de tecido e cinco materiais forradores macios, após o armazenamento em água a 37°C. Os materiais avaliados neste estudo foram: Coe-Comfort, Hydrocast, Coe Soft, Coe-Super Soft, Impak, Silastic e o Soft-Oryl. Os resultados dos testes mostraram que, sob condições estáticas, os condicionadores funcionaram como líquidos viscosos e os demais materiais foram mais elásticos; sob condições dinâmicas, todos os materiais apresentaram-se mais duros. O armazenamento dos materiais em água a 37°C causou aumento da rigidez e da resistência de escoamento dos materiais. A inclinação da curva de complacência de deformação *versus* o tempo foi independente da carga. As curvas de complacência dos dois condicionadores e de um dos materiais resilientes composto de um gel de etanol poli (metil metacrilato) foram mais afetadas pelo armazenamento.

Harrison, em 1981, realizou uma revisão sobre a composição e o uso clínico dos condicionadores de tecido. Comentou sobre as técnicas e vantagens do uso destes materiais para obter os melhores resultados. Segundo o autor, o polímero pó consiste em polietilmetacrilato e o componente líquido destes materiais é composto de um plastificante e um solvente, geralmente o dibutilftalato e o etanol. Quanto aos usos dos condicionadores de tecido, o autor afirma que são utilizados nos casos de trauma mecânico por próteses mal adaptadas, na instalação de próteses imediatas, em tratamento de estomatite protética e em moldagens funcionais.

Jones et al. (1986) avaliaram a geleificação de polímeros resilientes para reembasamento de bases de próteses, utilizados em período clínico curto. A finalidade deste estudo foi determinar o efeito dos plastificantes sobre o tempo de geleificação. Co-polímeros de poli (etil metacrilato) foram misturados a combinações de álcool etílico e ésteres dibutilftalato (DBP), butilftalil butilglicolato (BPBG) e o benzil salicilato (BS). A taxa relativa da

geleificação das composições dos polímeros plastificados foi obtida por meio de um reômetro. Os resultados demonstraram que houve diferenças significativas no tempo de geleificação para as combinações diferentes de plastificantes. Os dados indicaram que as combinações controladas nas características do plastificante e da força do gel de sistemas resilientes de polímeros podem ser úteis para auxiliar em diferentes situações clínicas com próteses dentárias.

Brown (1988) fez uma revisão das propriedades mecânicas, composição e classificação dos materiais reembasadores resilientes. O autor afirmou que dentre os materiais utilizados em odontologia, como os metais, cerâmicas, polímeros e compósitos, apenas os polímeros apresentam uma alta resiliência. O princípio desta resiliência está na temperatura de transição vítrea ( $T_g$ ) que é aplicável na maioria dos polímeros. Abaixo desta temperatura os polímeros apresentam-se rígidos, porém acima da  $T_g$  comportam-se como borrachas. Alguns materiais como a borracha, apresentam  $T_g$  muito acima da temperatura corpórea. A adição de plastificantes provoca a diminuição da  $T_g$  nos acrílicos, permitindo, assim, uma maior resiliência na temperatura do corpo. Dentre os materiais reembasadores resilientes à base de acrílico, o autor subdivide em três categorias: a) sistema com plastificante solúvel, b) sistema com plastificante polimerizável e c) acrílicos experimentais com alto peso molecular e baixa  $T_g$ . O autor afirmou também que embora os materiais condicionadores de tecido ou reembasadores temporários (Coe Comfort, Coe Soft, Kerr FITT, Soft Oryl, Tempo e Viscogel) tenham como base o acrílico, eles não apresentam reação cruzada de polimerização, formando desta forma, um gel. Sua composição básica é o PMMA para o pó e uma mistura de ésteres e álcool etílico para o líquido. O plastificante e o álcool são hidrolisados rapidamente dentro de poucos dias, perdendo sua função.

Jones et al. (1988) avaliaram o tipo e a quantificação da lixiviação dos constituintes do plastificante dos materiais resilientes para base de próteses. A lixiviação dos plastificantes tem implicações clínicas, pois são produtos potencialmente tóxicos e a sua perda causa alterações nas propriedades físicas dos materiais resilientes protéticos. Oito materiais foram testados e sete constituintes diferentes foram identificados no cromatógrafo e no espectrofotômetro. Uma prótese dentária total poderia lixiviar a mesma quantidade de plastificante obtida por alimentos ou no ambiente, mas este valor é aproximadamente um décimo do maior valor diário tolerável de ingestão deste produto.

Newsome et al. (1988) estudaram a maciez e a fluidez de quatro materiais condicionadores de tecido (Coe-Comfort, GC Soft Liner, Ivoseal thick, Ivoseal thin e Viscogel) utilizando um plastímetro de placas de vidro paralelas. Afirmaram que a fluidez é uma característica tão importante aos condicionadores quanto a sua maciez. Os resultados deste trabalho demonstraram que a espessura de 2 mm seria a mais apropriada para o forramento, sendo que estes materiais apresentaram no momento inicial de sua manipulação e inserção em boca uma maciez ótima para serem usados como amortecedores dos impactos mastigatórios, devendo ser substituídos em sete dias.

Kalachandra e Turner (1989) caracterizaram a sorção de água de materiais acrílicos plastificados de próteses totais com determinação do coeficiente de sorção e de difusão. A praticabilidade foi investigada primeiramente para misturas binárias simples de poli(metil metacrilato), e os vários ftalatos plastificantes preparados pela polimerização da radiação de soluções de metil metacrilato/plastificante. As amostras foram saturadas com água e caracterizadas em medidas de desorção. Os plastificantes diminuíram a sorção de água. Isto foi atribuído à natureza hidrofóbica dos plastificantes e também à sua característica de preencher os microporos do poli(metil metacrilato), impedindo a entrada de moléculas de água. Os valores do coeficiente de difusão aumentaram monotonicamente com o aumento de frações do volume do plastificante. Aparentemente, os valores do coeficiente de difusão aumentaram mais rapidamente nos casos onde as maiores proporções do plastificante resultaram nas amostras que estavam acima de sua temperatura de transição vítrea, na temperatura de teste de sorção de água. Os resultados da desorção de água foram comparados com os vários materiais, os quais foram caracterizados também com respeito à transição vítrea e à composição.

Para examinar o desempenho de materiais resilientes para base de prótese como os condicionadores de tecido, Kawano et al. (1991) investigaram as propriedades destes materiais utilizando um teste de distribuição de carga. Seis materiais foram avaliados: Hydro-Cast, Viscogel, Softone, FITT, Soft-liner e Coe-Comfort. Os autores afirmaram que os materiais condicionadores de tecido deveriam ser macios, absorver as forças dos impactos da mastigação e distribuir uniformemente a pressão sobre os tecidos sob as próteses dentárias. Os resultados sugeriram que os materiais condicionadores atuam na distribuição funcional das cargas nos tecidos de suporte e que a espessura de 3 mm tem maior capacidade de prover esta

distribuição. Os autores concluíram que os materiais testados agiram como almofadas para reduzir o impacto das cargas externas.

Graham, Jones e Sutow (1991) avaliaram *in vitro* e *in vivo* a perda do agente plastificante de dois reembasadores resilientes, Coe-Comfort e Veltec, ambos constituídos por poli (etil metacrilato) e ésteres diferentes. O Coe-Comfort apresentou em sua composição 4,5% de dibutil ftalato e 8,2% de álcool etílico, e o Veltec apresentou 12,6% de dibutil ftalato e 15,7% de álcool etílico. Para o estudo *in vivo*, os reembasadores resilientes foram manipulados e uma porção de cada material foi reservada para a análise inicial do conteúdo do agente plastificante. A outra parte foi utilizada para o reembasamento de próteses de dez pacientes. Os reembasadores foram distribuídos ao acaso para cada paciente e o tempo de uso foi de 14 dias para Coe-Comfort e 30 dias para Veltec. Posteriormente, uma amostra inicial de cada material e os reembasadores clinicamente usados foram diluídos em acetona para a análise cromatográfica. Para o estudo *in vitro*, foram confeccionadas amostras de 1 mm de espessura para cada material e condicionadas a  $37\pm 1^{\circ}\text{C}$  por 45 minutos. As proporções pó/líquido foram diferentes para Coe-Comfort (0,9) e Veltec (1,76). A seguir, três amostras de cada material foram imersas em 200 mL de água destilada a  $37^{\circ}\text{C}$ . Após 1 hora, foram removidas, secas com papel filtro, imersas em novo conteúdo de água e novamente armazenadas a  $37^{\circ}\text{C}$ . A água de imersão em que as amostras ficaram imersas por 1 hora, assim como o papel filtro, foram avaliadas em hexano. Este procedimento foi repetido em períodos correspondentes a 1-6; 6-24; 24-48; 48-72; 72-168 e 168-336 h após a imersão inicial em água para ambos os materiais, e um período adicional de 336-672 h para o material Veltec. Todos os extratos de hexano foram evaporados, desidratados e levados para análise cromatográfica. Os resultados mostraram que a maior perda do agente plastificante ocorreu no estudo *in vivo*. A média de perda de plastificante *in vivo* do material Coe-Comfort após 14 dias foi de  $122\pm 58$  mg/g, enquanto que, para o material Veltec após 30 dias foi de  $33\pm 27$  mg/g. Os resultados do estudo *in vitro* mostraram médias de  $13,4\pm 1,1$  mg/g para Coe-Comfort e  $8,47\pm 0,73$  mg/g para Veltec. Os autores concluíram que a perda do agente plastificante do Coe-Comfort foi maior que o Veltec, devido ao baixo peso molecular e à baixa proporção pó/líquido. A perda do agente plastificante foi maior *in vivo*, devido à alta solubilidade deste na saliva em comparação com a água destilada.

Corwin e Saunders (1992) descreveram uma técnica para estender o uso clínico dos materiais condicionadores de tecido, aquecendo-os à  $45^{\circ}\text{C}$ , sob pressão de 25 a 30 psi por 20 a

30 minutos. Os autores afirmaram que esta técnica ofereceu uma série de vantagens: forramento com poros menores, manutenção da sua resiliência, menor descoloração com o tempo, aumento da densidade permitindo ajustes quando necessários e menor distância entre o material resiliente e a base rígida da prótese total.

Dootz, Koran e Craig (1992) avaliaram a resistência à tração, alongamento, dureza Shore A, resistência ao rasgamento e energia de rasgamento de oito polímeros e copolímeros com plastificantes (Durasoft, Coe Super, ProTech, Justi Soft, Verno Soft, Velvesoft Soft-Pak e Flexor), dois silicones (Prolastic e Molloplast B) e um fluorelastômero (Novus). Os valores de resistência à tração variaram de 8 (ProTech) a 85 kg/cm<sup>2</sup> (Verno-Soft). O percentual de alongamento variou de 150% (Verno-Soft) a 542% (Flexor). A dureza Shore A variou de 25 (Prolastic) a 95 (Verno-Soft). A resistência ao rasgamento variou de 2,6 (Protech) a 26,3 kg/cm (Verno-Soft). A energia de rasgamento variou de 1,43 (Prolastic) a 40,4 X 10<sup>6</sup> ergs/cm<sup>2</sup> (Verno-Soft). Para os autores, as propriedades avaliadas foram úteis para caracterizar o desempenho dos materiais reembasadores resilientes. Observaram também uma variabilidade considerável nas propriedades físico-mecânicas dos materiais avaliados. No entanto, os requisitos essenciais para um reembasador resiliente ainda deveriam ser discutidos e determinados, pois até aquele momento, ainda não havia especificação da ADA para esta categoria de materiais. Os autores sugeriram que estudos adicionais deveriam correlacionar estas propriedades físico-mecânicas em relação ao conforto do paciente e saúde tecidual.

Wilson (1992) avaliou a perda de etanol de dois condicionadores de tecido (Coe-Comfort e Ivoseal) usando cromatografia gasosa. Os condicionadores de tecido foram aplicados em uma camada de 1,5 mm de espessura na superfície interna de uma prótese total maxilar e uma prótese total mandibular. Após a geleificação dos condicionadores, as próteses foram armazenadas em um recipiente fechado contendo 200 mL de água destilada. Foram coletadas amostras da solução a cada hora nas primeiras 12 horas e então a cada 6 horas por um período de 3 dias. A análise inicial do líquido dos materiais mostrou um conteúdo de etanol de 7% em volume para o Coe-Comfort e 40% para o Ivoseal. A maior perda de álcool ocorreu nas primeiras duas horas, sendo que a maioria do etanol foi perdida em 12 horas após a geleificação dos materiais. A proporção relativa de perda de etanol foi semelhante nos dois materiais ao longo do tempo do estudo.

Kalachandra et al. (1993) investigaram a influência do dibutilftalato no desempenho mecânico, térmico e de relaxamento do poli(metil metacrilato) em função da temperatura, de

bases resilientes para próteses dentárias. Foram utilizados neste experimento poli(metil metacrilato) e seis soluções de metacrilato/dibutilftalato, sendo obtidas a depressão do módulo de armazenamento e a temperatura de transição vítrea. Os autores concluíram que o plastificante provoca um afrouxamento das ligações secundárias do polímero.

Casey e Sheer (1993) avaliaram agentes condicionantes de superfície em um material condicionador de tecido, com a intenção de aumentar o seu tempo de uso clínico. As superfícies do material resiliente foram tratadas com três materiais condicionantes diferentes e comparadas com uma superfície não-tratada de uma prótese utilizada por um paciente por trinta dias. As amostras foram analisadas por MEV e após trinta dias os autores concluíram que houve diferença significativa entre as superfícies tratadas e a superfície não-tratada, porém nenhum dos agentes condicionantes manteve o condicionador em condições ideais por trinta dias.

Dootz, Koran e Craig (1993) compararam a resistência à tração, percentual de alongamento, dureza Shore A, resistência ao rasgamento e energia de rasgamento de oito polímeros e copolímeros com plastificantes (Durasoft, Coe Super, ProTech, Justi Soft, Verno Soft, Velvesoft Soft-Pak e Flexor), dois silicones (Prolastic e Molloplast B) e um fluorelastômero (Novus). Os testes foram realizados 24 horas após os preparos das amostras e repetidos após 900 horas de envelhecimento acelerado em um dispositivo de termociclagem. Os dados indicaram uma grande variação de propriedades físicas para os materiais resilientes e mostraram que o envelhecimento acelerado afetou significativamente as propriedades físicas e mecânicas de muitos dos elastômeros. Nenhum material reembasador mostrou-se superior a outro. Os autores sugeriram que estes dados deveriam ser observados pelos clínicos quando da seleção de materiais reembasadores.

Kawano et al. (1994), determinaram a absorção e a solubilidade de 12 forradores macios para base de próteses totais: Verno Soft (Vernon-Benshoff Co., Albany, NY, EUA), Durasoft (Astron Dental, Whelling, Illinois, EUA), Super Soft (Coe Company, Chicago, Illinois, EUA), ProTech (Pro-Tech Inc. Dental Products Division, Centereach, NY, EUA), Justi Soft (Justi Products/American Tooth Industries, Oxnard, California, EUA), Velvesoft (Oral Health U.S.A., Inc, Piscataway, NJ, EUA), Soft-Pak (General Dental Products, Elk Grove, Illinois, EUA), Flexor (Ticonium Co., Albany, NY, EUA), VinaSoft (NuDansu Inc. Augusta, GA, EUA), Prolastic (Young Dental, Maryland Heights, MO, EUA), Molloplast B (Buffalo Dental Mfg. Co. Inc. Syosset, NY, EUA) e Novus (Hygenic Corp., Akron, OH,

EUA). Os autores afirmaram não existir especificação da *American Dental Association* (ADA) para os revestimentos macios, e que, apenas por orientação, os testes de absorção e solubilidade foram realizados de acordo com a especificação 12 da ADA, para polímeros de base de próteses totais. Cinco amostras de cada material foram testadas nos períodos de sete dias, um mês, três meses, seis meses e um ano. Houve diferenças significativas entre os materiais em todos os intervalos de tempo. A estabilidade dos materiais por longo tempo depende da amplitude de absorção e solubilidade do material forrador, propriedades acompanhadas por alteração volumétrica, colonização bacteriana, endurecimento e alteração de cor, as quais podem interferir no tempo de duração das próteses reembasadas com materiais forradores resilientes. Os autores observaram que após um ano de pesquisa somente os materiais Molloplast B e Prolastic tiveram valores para absorção menor que 0,8 mg/cm<sup>2</sup>, que é o valor requerido pela ADA após uma semana.

As propriedades viscoelásticas de um novo material forrador temporário para prótese total (Liteline – Caulk Division, Dentsply International Inc. Delaware, EUA) foram monitoradas *in vitro* por Jepson, McCabe e Basker (1995), utilizando um teste de força/distância. No *baseline* este material demonstrou um comportamento de material elástico e sua resiliência foi consideravelmente menor do que aquela do material macio temporário e do material macio definitivo, utilizados como controle. Em suas conclusões os autores afirmaram que o desempenho no *baseline* do novo material no teste demonstrou que a espessura da amostra não teve nenhum efeito significativo para sua resiliência.

Anusavice (1996) afirmou que o objetivo dos reembasadores macios é absorver parte da energia produzida pelo impacto das forças mastigatórias. Desta forma, os materiais macios servem como um “absorvedor de impactos” entre a superfície oclusal da prótese total e os tecidos bucais abaixo dela. Os forradores mais comumente usados são as resinas acrílicas plastificadas, que podem ser ativadas química ou termicamente. Os reembasadores macios quimicamente ativados empregam poli(metil metacrilato) ou poli(etil metacrilato) como principal componente estrutural. Estes polímeros são dispostos na forma de pó e subsequentemente são misturados com líquidos contendo 60% a 80% de plastificante. O plastificante geralmente é uma molécula grande como o dibutil ftalato. Os reembasadores resultantes são considerados “materiais macios para uso por período curto” ou “condicionadores de tecido”.

Yoeli, Miller e Zeltser (1996) avaliaram a consistência de reembasadores a base de acrílico por meio do teste de escoamento. Este método permitiu selecionar um material para reembasamento de acordo com o tamanho e a forma do rebordo e as características do reembasador resiliente. A consistência de quatro reembasadores autopolimerizáveis (Coe Soft, Flexacryl, Lynal e Permasoft) foi comparada e testada com o intuito de verificar se estes materiais se enquadravam na nova especificação ISO 10139-1. A resiliência avaliada pelo durômetro Shore A foi comparada em dois materiais macios à base de silicone termoativados (Molloplast-B e Permaflex), pois é descrito na literatura que estes materiais mantêm a maciez por um período maior. O escoamento foi determinado por meio da aplicação do material manipulado e aplicado entre discos de vidro e cargas sucessivas (100 g, 1100 g e 100 g) foram aplicadas até a presa do material. O diâmetro foi registrado a partir do escoamento do material. A consistência de todos os quatro reembasadores macios foi enquadrada na especificação da ISO e o diâmetro médio variou de 41,3 a 72,2 mm. A resiliência dos condicionadores de tecido variou com o tempo diferentemente dos materiais à base de silicone que manteve a maciez constante. As verificações de resiliência variaram significativamente com a espessura da amostra e indicou que havia necessidade de desenvolver um critério para avaliar as propriedades de resiliência e determinação da espessura mínima para o desempenho clínico satisfatório.

Neves (1996) realizou um estudo para desenvolver a composição de uma resina nacional, à base de etil-metil metacrilato, para ser usada como condicionador de tecidos. O material experimental foi comparado com dois materiais comerciais (Coe-Soft e Lynal) quanto à dureza Shore A e à absorção de energia de deformação em função do tempo de armazenamento em água. Os resultados obtidos permitiram concluir que a resina nacional, ainda não comercializada, teve desempenho satisfatório, embora tenha sido mais sensível à manipulação que os materiais comerciais, induzindo a incorporação de outros agentes em sua composição. Constatou-se também que a dureza destes materiais aumentava com o tempo e que alguns destes materiais se deterioraram muito na presença de água. Devido às diferentes características entre as resinas estudadas, foram feitas recomendações de uso conforme a especificidade de cada situação clínica.

Dumbrigue (1997) apresentou uma técnica para facilitar a remoção dos condicionadores de tecido do interior das próteses totais, após o tempo de uso. A técnica consiste em reduzir em 2 mm a espessura pelo lado interno da prótese para permitir que haja

espaço para o condicionador. Aplica-se uma fina camada de adesivo à base de vinil polisiloxano para moldeiras. Então, mistura-se o condicionador, coloca-se dentro da prótese e leva-se em boca. Segundo o autor esta técnica facilita muito a remoção e a substituição do condicionador de tecido, superando a técnica de remoção de resina usando fresa.

Gronet, Driscoll e Hondrum (1997) avaliaram o efeito de dois agentes de cobertura na maciez de três materiais reembasadores temporários para próteses totais após termociclagem. Trinta amostras cilíndricas de cada material resiliente (Coe-Soft, Visco-Gel e Lynal) foram preparadas e divididas em três grupos: 10 sem agente de cobertura, 10 com cobertura por Palaseal e 10 com cobertura por Monopoly. As amostras foram termocicladas de 5°C a 45°C por 500 ciclos e então testadas em uma máquina de ensaio universal Instron. A resiliência foi determinada pela mensuração da energia absorvida pelos materiais resilientes quando prensados em um ponto específico. Houve diferenças significativas entre os materiais e entre os tratamentos, havendo diferença significativa entre os grupos de Visco-Gel. Os autores concluíram que as amostras de Lynal com agente de cobertura Palaseal ou Monopoly e as amostras de Visco-Gel com Palaseal tiveram a resiliência melhorada significativamente quando comparados com as amostras sem agente de cobertura.

Hayakawa et al. (1997) avaliaram as alterações intra-orais das propriedades elásticas e da rugosidade de um condicionador de tecido (Soft Liner, GC, Tokyo, Japan) depois de ter sido tratado com copolímero com flúor desenvolvido pelos autores. Este copolímero foi aplicado na metade da superfície interna de próteses totais superiores de cinco pacientes. As mensurações de elasticidade do condicionador dos lados tratado e não-tratado em cada prótese foram realizadas nos dias 1, 3, 7, 14 e 28 após a aplicação do condicionador. Os resultados demonstraram que o lado tratado permaneceu liso por mais tempo do que o lado não-tratado. Os autores concluíram que este copolímero com flúor foi capaz de manter a superfície do condicionador lustrosa e poderia aumentar a sua vida útil.

Kulak e Kazazoglu (1998) utilizaram três tipos de condicionadores de tecido para investigar a presença e o desenvolvimento de *Candida albicans*, *in vivo* e *in vitro*. Nos testes *in vitro* foi demonstrado que houve uma inibição para a formação de cultura de *C. albicans* até o terceiro dia. Nos testes *in vivo* em pacientes portadores de próteses totais suportadas por implantes osseointegrados, houve a formação de colônias após o terceiro dia no condicionador de tecido FITT (Kerr, USA., Romulus, MI, USA) e após o sexto dia nos condicionadores Visco-gel (De Trey Division, Dentsply Limited, Weybridge, Surrey, England) e Fixo-Gel

(International Dental Surgical and Industrial, Weybridge, Surrey, England). Os autores sugeriram que o uso clínico dos produtos testados deveria ser por um curto período.

Chow, Matear e Lawrence (1999) realizaram um estudo *in vitro* incorporando agentes antifúngicos em condicionadores de tecido para verificar a eficácia deste método em fornecer este medicamento. Foram utilizadas combinações de nistatina, fluconazole e itraconazole nos materiais macios Coe-Soft, FITT e Viscogel. As proporções de antifúngico aplicadas foram 1, 3, 5, 7, 9 e 11%. Os autores concluíram que o tratamento da candidíase atrófica crônica pela incorporação de drogas antifúngicas em condicionadores de tecidos foi eficaz e que o pico máximo da atuação destas drogas permaneceu até o terceiro dia em boca. Assim, os materiais deveriam ser substituídos após este período, quando se desejar eficácia máxima.

Loney, Price e Murphy (2000) analisaram os efeitos dos procedimentos de acabamento e polimento na rugosidade de superfícies resilientes de condicionadores de tecidos (Lynal, Visco-Gel, Coe-Soft e FITT), por meio de um aparelho rugosímetro. Para visualizar as características topográficas das superfícies, os autores utilizaram MEV. Os autores concluíram que as superfícies polidas apresentaram médias de rugosidade significativamente menores do que as do grupo controle, que não foram polidas, em todos os materiais.

Jepson, McGill e McCabe (2000) avaliaram *in vitro* a influência da imersão em solventes da dieta alimentar na viscoelasticidade dos materiais condicionadores de tecido. Quatro materiais resilientes (Coe-Comfort, Coe-Soft, GC Soft-Liner e Visco-gel) foram imersos em água destilada e em soluções escolhidas para simular os fluidos da dieta alimentar, as quais poderiam interagir com o ftalato de butila-butil glicolato em etanol, plastificante presente nos materiais resilientes. As alterações na viscoelasticidade em função do tempo foram mensuradas com um penetrômetro modificado para registrar cargas. Todas as soluções de imersão causaram uma redução significativa na resiliência de cada material com o tempo, porém somente o etanol e o óleo de milho causaram alterações que poderiam ter relevância clínica.

Parker e Braden (2001) avaliaram o efeito do tamanho da partícula do pó do condicionador de tecido em sua geleificação. O poli (metacrilato de etila) foi moído por 2, 4, 8 e 16 horas. O tamanho da partícula foi mensurado a cada tempo quando foi misturado com butil ftalil butil glicolato. Foi utilizado o Viscogel (Dentsply) como material controle. O tempo de geleificação reduziu com o tempo crescente da moagem do pó. Em suas conclusões

os autores afirmaram que a partícula menor do pó do condicionador reduz a quantidade necessária de plastificante para um tempo de geleificação clinicamente aceitável.

Taguchi et al. (2001) avaliaram a influência das propriedades viscoelásticas de materiais forradores resilientes nas pressões em áreas sob próteses totais. Os autores realizaram uma série de testes utilizando um modelo simplificado de mandíbula edentada, um modelo de prótese total e quatro materiais resilientes para base de próteses totais: Visco-Gel, Tokuyama Soft Relining, Soft Reverse e Rebaron LC. Dois sensores de pressão foram posicionados no modelo de mandíbula edentada e no modelo de prótese total de forma que eles estivessem em contato pelo rebordo residual e pela porção interna do modelo de prótese. Em suas conclusões os autores afirmaram que o uso de cada tipo de material deve ser analisado e escolhido pelo cirurgião-dentista de acordo com a necessidade de cada caso clínico e que os materiais testados neste estudo apresentaram propriedades viscoelásticas que reduziram as pressões nas áreas abaixo de próteses totais.

Murata et al. (2001a) avaliaram os efeitos da adição de álcool etílico na geleificação e na viscoelasticidade de três condicionadores de tecido (Coe-Comfort, Hydro-Cast e Visco-Gel), comparando diferentes proporções de álcool etílico nas composições de pó e líquido destes condicionadores. Os resultados sugeriram que a adição de álcool etílico ao líquido dos condicionadores de tecido é um método eficaz para controlar os tempos de geleificação e as propriedades viscoelásticas da geleificação.

Murata et al. (2001b) avaliaram as mudanças dimensionais lineares com o tempo, de seis condicionadores de tecido (CoeComfort, FITT, GC Soft-Liner, Hydro-Cast, SR-Ivoseal e Visco-Gel) e a relação destas mudanças com as alterações de peso, bem como a absorção e a solubilidade destes materiais. As alterações na dimensão e no peso das amostras imersas em água foram medidas no *baseline*, após 8 e 24 horas e após 2, 4, 7, 14 e 21 dias. Os resultados sugeriram que o período recomendado para a construção do modelo de gesso é de 24 horas após a inserção do material em boca. Os autores sugeriram também que o condicionador de tecido seja selecionado apropriadamente para moldagens funcionais, devido aos diferentes comportamentos quanto à estabilidade dimensional, mudança de peso, absorção e solubilidade.

Nishijima, Hashimoto e Nakamura (2002) investigaram a atividade estrogênica do éster ftalato utilizado como plastificante para uso odontológico. Para estudar a viabilidade de

se substituir o ftalato na composição dos condicionadores de tecido, foram avaliados quanto à citotoxicidade, três plastificantes: di-n-butil sebacato, acetil tributil citrato e tri-n-butil fosfato, juntamente com outros plastificantes usuais. Os resultados indicaram os plastificantes di-n-butil sebacato e o acetil tributil citrato como possíveis materiais para substituir o ftalato nas composições químicas dos condicionadores de tecido. A maior atividade estrogênica encontrada foi no tri-n-butil fosfato, e a citotoxicidade dos demais foi considerada insignificante.

Aloul e Shen (2002) examinaram as alterações nas propriedades mecânicas de quatro materiais forradores resilientes temporários (Coe-Comfort, Lynal, Tempo e Coe-Soft) provocadas pela perda de álcool e plastificante em diferentes meios de armazenagem. Quatro marcas de reembasadores temporários foram utilizadas para preparar 128 espécimes sobre a resina Lucitone LS. Um grupo de cada material foi armazenado em meios diferentes (ar, etanol a 10%, água e saliva artificial) selecionados para afetar os níveis de lixiviação de plastificantes e álcool. As alterações no peso e a lixiviação do plastificante foram registradas após os intervalos: *baseline*, 2, 7, 14, 28, 56 e 176 dias. O meio armazenado foi periodicamente renovado exceto durante a etapa de secagem entre os dias 56 e 176. A lixiviação do plastificante ocorreu com maior intensidade na saliva artificial do que em outro meio.

Murata et al. (2002) avaliaram a influência de quatro condicionadores de tecido (FITT, Visco-Gel, SR-Ivoseal e o Hydro-Cast) nas propriedades viscoelásticas da base rígida termotativada de próteses totais. Trinta espécimes de resina acrílica rígida com 1 mm de espessura foram imersos nos líquidos dos condicionadores de tecido por 36 horas. Foram aplicados os condicionadores de tecido, com espessura de 2 mm, sobre outros 30 espécimes de resina acrílica rígida, com espessuras de 0,5 e 1 mm, os quais foram imersos em água destilada por uma semana. Num terceiro grupo (controle), as amostras de resina acrílica rígida foram imersas em água destilada por 36 horas e por uma semana. As propriedades dinâmicas viscoelásticas foram mensuradas por meio de um viscoelastômetro automático. Em suas conclusões, os autores afirmaram que alguns condicionadores plastificaram significativamente a base acrílica rígida de resina com espessura de 0,5 mm, entretanto não houve alterações significativas nos espécimes com espessura de 1 mm.

Em 2002, Malmström et al. realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de dois agentes de cobertura na integridade e na maciez dos materiais condicionadores de

tecidos. Foram incluídos neste estudo dez pacientes usuários de próteses totais superiores. Em cada prótese foram realizadas três canaletas, as quais foram preenchidas com um material condicionador de tecidos (Coe-Comfort). Em uma canaleta o condicionador de tecido foi revestido com Monopoly, na segunda canaleta o material foi revestido com Permaseal e a outra canaleta foi deixada sem agente de cobertura (controle). Os espécimes foram submetidos aos testes no momento da inserção e após uma, duas e quatro semanas de uso da prótese. A maciez foi avaliada por meio de um durômetro e a integridade superficial com um microscópio eletrônico de varredura. Os autores concluíram que a aplicação dos agentes de cobertura Permaseal ou Monopoly reduziu a perda da maciez dos condicionadores de tecidos, mas todos os grupos apresentaram alguma deterioração após quatro semanas.

León (2003) comparou a sorção de água, a solubilidade, a resistência de união medida pelo teste de tração e a liberação de monômero residual de dois reembasadores resilientes à base de resina acrílica, polimerizada por diferentes métodos. Todas as amostras foram confeccionadas em material resiliente Eversoft ou Light Liner e separadas em três grupos, de acordo com o método de polimerização: G1) EverSoft – banho de água quente; G2) EverSoft - energia de microondas; e G3) Light Liner - luz visível. Os corpos-de-prova para sorção de água, solubilidade e resistência de união foram submetidos a 2000 ciclos térmicos, enquanto os corpos-de-prova para liberação de monômero residual foram armazenados em água destilada, por sete dias, à temperatura de 37°C. Os resultados de sorção de água, solubilidade e resistência de união foram submetidos à análise de variância e teste de Bonferroni, e os de liberação de monômero, à regressão polinomial. Quanto à sorção de água (%) os resultados não apresentaram diferenças significativas entre os diversos grupos. Entretanto, a solubilidade (%) foi menor para o G3 ( $5,32 \pm 0,35$ ) quando comparada aos G1 ( $7,26 \pm 1,09$ ) e G2 ( $7,77 \pm 0,89$ ). A liberação de Metilmetacrilato ( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ) diminuiu no decorrer do tempo, sendo que, com 168 h, houve diferença entre G1 ( $0,27 \pm 0,02$ ) e G2 ( $0,25 \pm 0,02$ ). A maior liberação de Butilmetacrilato ( $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ) ocorreu com 24 h ( $1,04 \pm 0,02$ ) e a menor com 168 h ( $0,68 \pm 0,02$ ). Para resistência de união (MPa), o G2 ( $0,67 \pm 0,05$ ) apresentou o maior e significativo valor, quando comparado ao G1 ( $0,54 \pm 0,07$ ) e G3 ( $0,55 \pm 0,05$ ). Os resultados na interface de união reembasador – resina (%) demonstraram ausência de rupturas coesivas. Diante dos resultados, concluiu-se que o reembasador Light Liner (G3) apresentou os menores valores de solubilidade; o reembasador EverSoft, polimerizado por energia de microondas (G2), obteve os maiores valores na resistência de união; os tipos de rupturas no G2 e G3 foram

predominantemente mistas e não houve diferença estatística significativa na liberação de metilmetacrilato nos grupos G1 e G2 no intervalo de 24 a 144 horas.

Em 2003, Hashimoto et al. avaliaram *in vitro* as atividades estrogênicas de sete plastificantes e de quatro materiais condicionadores de tecido, comercialmente disponíveis: Coe-Comfort (GC America Inc.), Tissue Conditioner (Shofu Inc.), Hydro Cast (Kay-See Dental Mag. Co.) e Denture Soft (Kamemizu Chem). As atividades estrogênicas foram avaliadas pelo teste E-screen, utilizando células MCF-7, que proliferam na presença de estrogênio. As composições líquidas dos quatro condicionadores de tecido foram avaliadas por meio de HPLC. Verificou-se atividade estrogênica em cinco plastificantes: benzil n-butil ftalato, dibutil ftalato, n-butil ftalil n-butil glicolato, di-2-etilhexil ftalato e benzil salicilato. Os quatro materiais condicionadores também apresentaram atividades estrogênicas, especialmente o Hydro Cast.

Jin et al. (2003) avaliaram as alterações de rugosidade superficial e a estabilidade de cor em materiais resilientes para base de próteses totais, após submeterem estes materiais à ação de higienizadores para próteses. Os materiais avaliados foram: Bioresin (Shofu Inc., Kyoto, Japan), Soften (Kamemizu Chem. Ind. Co., Ltd., Osaka, Japan), Nissin Soft Reverse (Kamemizu Chem. Ind. Co., Ltd., Osaka, Japan), Mollosil (DETAX Karl Huber GmbH & Co. KG, Ettlingen, Germany), Evatouch (Neo Dental Chemical Products Co., Ltd., Tokyo, Japan), Tokuyama Soft Relining (Tokuyama Corp., Tokyo, Japan), GC Denture Relining (GC Dental Industrial Corp., Tokyo, Japan) e o Molloplast B (DETAX Karl Huber GmbH & Co. KG, Ettlingen, Germany). Os materiais foram imersos nas soluções dos higienizadores por oito horas e depois em água destilada por 16 horas à temperatura ambiente, sendo este protocolo repetido por 180 dias. Três tipos de higienizadores foram utilizados: peróxido alcalino, peróxido neutro com enzimas e um composto com três enzimas. As alterações da rugosidade foram mensuradas com a utilização de um rugosímetro de superfície. Com exceção do Evatouch, todos os demais materiais à base de silicone tiveram desempenho melhor quanto à rugosidade superficial, quando comparados aos materiais à base de resina acrílica. Porém, todos os forradores resilientes tiveram um aumento estatisticamente significativo do grau de rugosidade após terem sido submetidos aos agentes higienizadores. As alterações de cor nos materiais termopolimerizados resina rígida e Molloplast B foram mínimas e sem significância estatística, porém nos materiais à base de resina acrílica Soften e Nissin Soft Reverse foram bastante afetados por todas as soluções higienizadoras e água destilada. O melhor

desempenho dentre os materiais avaliados foi o do silicone autopolimerizável GC Denture Relining.

Nikawa et al. (2003) avaliaram a formação do biofilme de *Candida albicans* e o desenvolvimento de fungos nas superfícies de sete materiais forradores macios de próteses totais (Soften, Nissin Soft Reverse, Mollosil, Evatouch, Tokuyama Soft Relining, GC Denture Relining e Molloplast B), os quais foram deteriorados artificialmente pela imersão em três higienizadores de próteses comercialmente disponíveis por 180 dias. Os testes foram medição do pH do meio e análise do trifosfato de adenosina (ATP). Os autores afirmaram que a colonização por *Candida albicans* e a formação subsequente do biofilme sobre os materiais das próteses totais são importantes no desenvolvimento de patologias, tal como a estomatite protética, e que o uso rotineiro de higienizadores de próteses é um dos métodos mais eficazes para o controle da placa bacteriana na prótese, embora a incompatibilidade dos forradores resilientes e dos higienizadores de próteses cause danos aos materiais. A relação entre formação do biofilme e aspereza da superfície dos materiais forradores resilientes foi analisada, mas nenhuma correlação significativa foi observada. Os resultados sugeriram que a colonização dos fungos poderia ser predominantemente regulada pela combinação do material forrador com higienizador de prótese. Os autores concluíram que, em termos clínicos, os resultados sugerem que a limpeza diária dos materiais macios com higienizadores de próteses, quando mal combinados, promoveram a formação subsequente de biofilme de fungos nos materiais resilientes.

Abe et al. (2004) avaliaram a influência da saliva humana no efeito antimicrobiano de um condicionador de tecido experimental no qual foi acrescentado um agente antibiótico, prata-zeolite. Espécimes do condicionador com ou sem prata-zeolite foram preparadas e um disco de plástico foi utilizado como controle. *Candida albicans*, bactérias que causam infecção respiratória nosocomial, *Staphylococcus aureus*, *S. aureus* metilicina-resistente (MRSA), *Pseudomonas aeruginosa* e Estreptococos do grupo milleri (*S. Constellatus* e *S. intermedius*) foram selecionados como microorganismos-teste. Os efeitos antimicrobianos das amostras, depois de imersão em água ou em saliva durante 28 dias, foram avaliados por contagem do número de células viáveis [unidade formadora de colônia (CFU)] em cada suspensão microbiana. Foram observados efeitos antimicrobianos dos espécimes com prata-zeolite imersos em saliva contra *C. albicans*, *S. aureus* e MRSA, mas não houve diferença significativa contra *P. aeruginosa* comparada ao grupo controle. Para o grupo *S. milleri* a

contagem de CFU depois de imersão em saliva mostrou valor significativamente menor que o do controle. Os autores concluíram que o efeito antimicrobiano dos espécimes contendo prata-zeolite não foi influenciado pela imersão em saliva durante 28 dias contra todas as bactérias testadas com exceção dos grupos de *P. aeruginosa* e *S. milleri*.

Munksgaard, em 2004, mensurou a perda dos plastificantes dibutilftalato, butilftalilbutil glicolato, benzilbenzoato, metilsalicilato e benzilsalicilato de quatro materiais resilientes para base de próteses: Soft-Liner, Coe-Comfort, Coe-Soft e FITT. Foi utilizado como meio de imersão uma solução aquosa de Triton X-100 a 0,1% reduzido, pois a solubilidade dos plastificantes neste meio é semelhante à solubilidade em saliva. Através de análise em cromatografia líquida de alta pressão a perda do plastificante foi monitorada até 30 dias após a aplicação. Usou-se etanol a 60% diluído em água com 5 mL de ácido fosfórico como solvente. Para o Coe-Soft e o FITT a quantidade de dibutilftalato lixiviado no primeiro dia excedeu a quantidade diária tolerável de ingestão (TDI – *Tolerable Daily Intake*) em aproximadamente 11 e 32 vezes, respectivamente, para uma pessoa comum adulta. Já a quantidade diária de dibutilftalato lixiviado nos primeiros 30 dias foi de 2,2 e 6,6 vezes maior, respectivamente, que o limite de TDI. A quantidade cumulativa lixiviada durante mais de 30 dias para cada um dos quatro materiais foi 128 a 253 mg de plastificante. O autor salientou que os resultados indicaram a necessidade de realizar futuras pesquisas com avaliações biológicas destes produtos.

Maekawa et al. (2004) avaliaram *in vitro* as alterações na resiliência de dois condicionadores de tecido associados ou não ao uso de selante, em diferentes intervalos de tempo. Foram confeccionadas cápsulas de resina acrílica termicamente ativada, com 20 mm de diâmetro interno e 2 mm de profundidade. Os condicionadores de tecido Coe Comfort e Ufi Gel foram preparados conforme indicação dos fabricantes e inseridos no interior das cápsulas totalizando 15 corpos-de-prova. Os corpos-de-prova foram divididos em 3 grupos: um para o Coe Comfort (CC), um para o Ufi Gel com selante de superfície (UG) e outro para o Ufi Gel sem selante (UGS). Cada corpo-de-prova foi submetido ao teste de penetração com uma ponta romba de 3 mm de diâmetro em máquina de ensaio universal. Os testes foram realizados nos intervalos: 1 hora após a obtenção dos corpos-de-prova e após 1, 7, 14 e 21 dias. Durante os intervalos os corpos-de-prova foram mantidos imersos em saliva artificial a 37°C. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos CC e UG, mas ambos

foram diferentes em relação ao grupo UGS. Concluiu-se que a não-aplicação do selante de superfície no Ufi Gel pode diminuir o período de resiliência e a longevidade do material.

Park et al. (2004) estudaram a influência da termociclagem nas alterações do módulo de elasticidade e na cor de quatro materiais macios para base de prótese e avaliaram a citotoxicidade destes materiais: o condicionador de tecidos Coe-Comfort, o forrador Coe-Soft, ambos da GC América, o Soft Liner, e um forrador para uso prolongado à base de silicone (Tokuso) como controle. O módulo de elasticidade foi mensurado no *baseline* e depois da termociclagem de 5 a 55°C após 500, 1000, 1500 e 2000 ciclos. Para a mensuração da cor, foram preparados espécimes em discos com 20 mm de diâmetro e 1 mm de espessura, os quais foram fixados a uma base de prótese total em forma de disco, e então termociclados. As alterações de cor foram medidas de acordo com a Comissão Internationale de L'Eclairage (CIE) em um espectrofotômetro. Para a avaliação da citotoxicidade, os espécimes foram colocados por 24 h em meio de cultura repetidamente até quatro vezes, e submetidos ao teste MTT (3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium brometo). Os módulos de elasticidade do Coe-Comfort e do Coe-Soft foram aumentados quando os materiais foram termociclados por 1500 e 1000 ciclos, respectivamente. Quanto ao silicone Tokuso, seu módulo de elasticidade foi aumentado até os primeiros 500 ciclos e não sofreu mais alterações até 2000 ciclos. Observou-se alteração de cor perceptível depois dos 2000 ciclos na maioria dos materiais. Conclui-se que os materiais macios deveriam ser usados dentro de um tempo limitado.

Yilmaz et al. (2004) avaliaram os efeitos de alguns desinfetantes comumente utilizados nas propriedades físicas de quatro materiais macios provisórios para base de próteses totais. Os materiais macios utilizados nesta pesquisa foram três resinas acrílicas plastificadas (Tempo, Immediate e Flexacryl) e um material à base de silicone (Ufi Gel P). Os espécimes preparados com os materiais resilientes foram testados após a aplicação dos desinfetantes (5% Deconex e 3.5% Savlex por 10 minutos; hipoclorito do sódio a 2% e a 5.25% por 5 minutos) e foram comparados com o grupo de controle (não desinfetado, imerso em água destilada). Foram testados cinco espécimes de cada material e os dados foram coletados nos dias 4, 7, 11, e 15. Os valores da dureza foram determinados usando o teste de dureza Shore A. Os resultados do teste de sorção de água mostraram que os desinfetantes tiveram efeito estatisticamente significativo (exceto os dias 7 e 15 para o Flexacryl Soft e os dias 4, 7, e 11 para o Ufi Gel P). A solubilidade em água e os resultados do teste de dureza

Shore A mostraram também efeitos estatisticamente significativos causados pelos desinfetantes.

Munksgaard (2005) estudou a lixiviação e a biodegradação de plastificantes de dois condicionadores de tecido, Coe-Soft e F.I.T.T, quando imersos em solução tampão (solução aquosa de Triton X-100 a 0,1% reduzido) com e sem adição de enzima esterase para simular a atividade enzimática da saliva. Foram obtidas leituras de diversos plastificantes (dibutil ftalato, metilsalicilato, benzilsalicilato, ácido salicílico) através de análise por cromatografia líquida (HPLC) nos intervalos de tempo de 60 e 240 min e 1, 2, 7, 9, 14, 21 e 28 dias após o preparo dos corpos-de-prova. Houve maior taxa de difusão de plastificantes para o meio aquoso com esterase. A lixiviação de ftalatos, considerando-se 5,5 g de cada material (o que corresponderia a uma camada de condicionador de tecido na base de uma prótese), foi de 4,5 mg por quilograma por dia nos primeiros dois dias. O autor salientou que este valor seria equivalente a aproximadamente 1/10 do valor estabelecido pela Comissão Européia como o menor nível para efeito adverso observado em humanos.

Murata et al. (2005) avaliaram a influência da composição e da estrutura química na viscoelasticidade dinâmica de polímeros à base de poli(metacrilato de etila) usados como condicionadores do tecido com a transição sol-gel. A hipótese foi que a concentração de etanol seria o principal fator para determinar a velocidade de geleificação. Os resultados sugeriram que a geleificação dos condicionadores de tecido à base de poli(metacrilato de etila) pode ser controlada em grande parte variando-se o peso molecular do polímero e, principalmente, a concentração de etanol.

Cal et al. (2006) analisaram a dureza e a aderência microbiológica em quatro materiais forradores macios permanentes para base de próteses: Ufi-gel P, Vertex Soft, Acrybell Soft e Molloplast-B. Para a avaliação da dureza utilizaram corpos-de-prova cilíndricos com 20 mm de diâmetro e 12 mm de altura, que foram armazenados em água destilada à temperatura ambiente. A dureza foi determinada em cada espécime por meio de durômetro Shore A. Os autores afirmaram que os materiais resilientes não são estáveis em meios aquosos como a cavidade bucal, especialmente os materiais que utilizam um agente plastificante para aumentar a maciez e a resiliência. Com a perda do plastificante estes materiais macios endurecem e sua utilidade torna-se limitada. Após um ano de observação os autores concluíram que, entre os materiais testados, o Molloplast B apresentou a maior maciez e a menor aderência de microorganismos em sua superfície.

O *Phtalate Information Center* (2006) informou que os ftalatos estão sendo utilizados há aproximadamente 50 anos apresentando segurança para uso. Não há nenhuma evidência de que os ftalatos possam ter causado algum problema de saúde em um ser humano quando usado corretamente. Algumas pesquisas foram realizadas sobre os possíveis efeitos dos ftalatos na saúde humana, porém estes estudos foram baseados em pesquisas que mostraram alguns efeitos adversos na saúde de roedores, em exposições muito elevadas em relação à possibilidade de um ser humano ter contato.

Schettler (2006) investigou as fontes de ftalato nas diversas fórmulas de objetos e alimentos que estão presentes no cotidiano e que contêm este plastificante, e as possíveis vias de contaminação que poderiam afetar a saúde dos consumidores e usuários de produtos que utilizam este produto em suas composições químicas. O autor comentou que muitos produtos contêm membros específicos da família do ftalato, incluindo materiais de construção, mobília doméstica, roupas, cosméticos, medicamentos, suplementos nutritivos, dispositivos médicos, próteses dentárias, brinquedos infantis, argila de modelar, embalagens de alimentos, automóveis, lubrificantes, ceras, materiais de limpeza e inseticidas. O autor afirmou que a quantidade de absorção de ftalato pelo corpo humano através das vias possíveis não pôde ser quantificada em seu estudo, mas que esta quantidade poderia ser suficiente para causar intoxicação.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 OBJETIVO GERAL**

Avaliar a degradação “*in situ*” de três materiais condicionadores de tecido aplicados na superfície interna de próteses totais superiores ao longo de 14 dias de uso clínico.

#### **3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

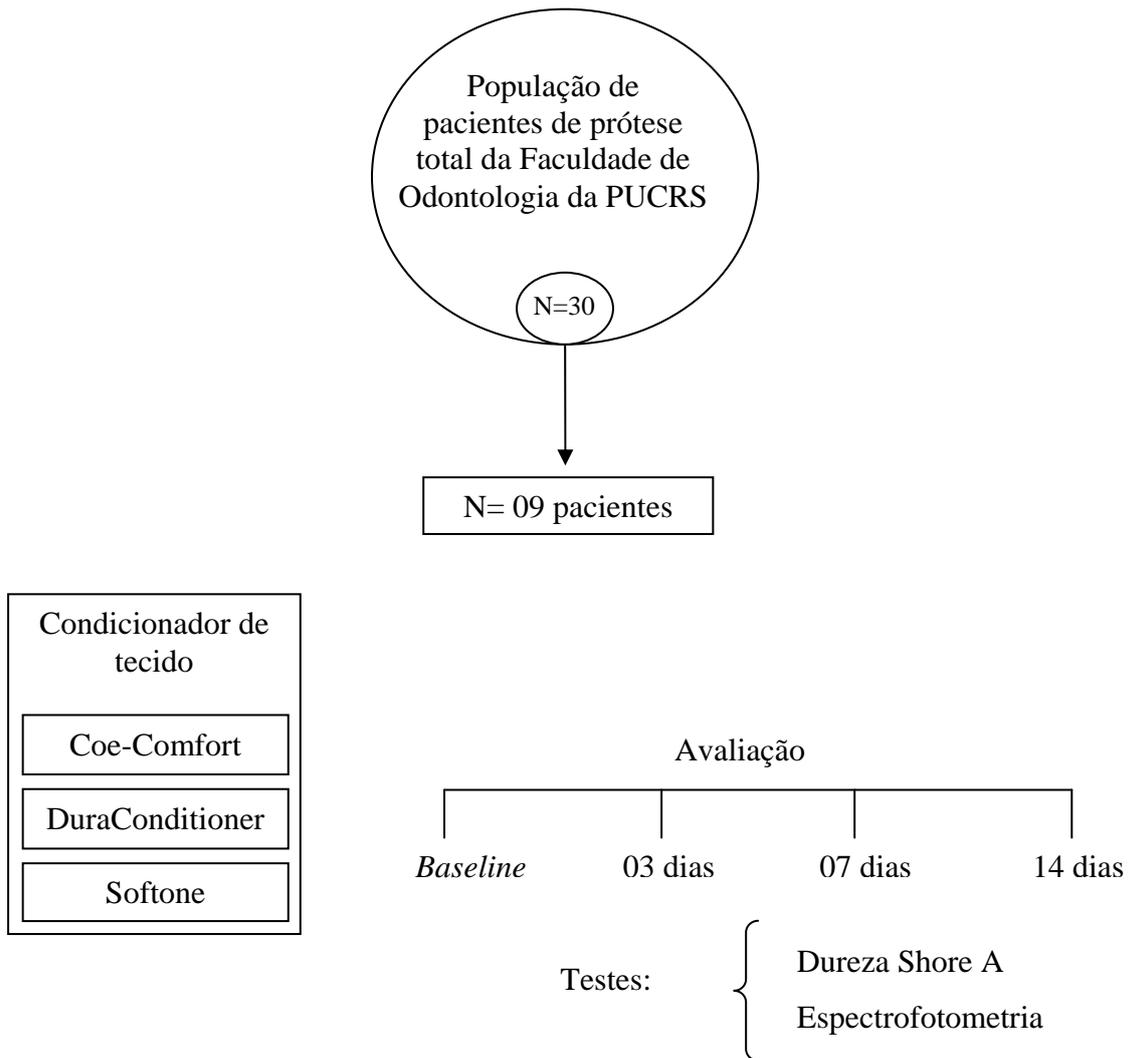
Comparar a dureza Shore A e a concentração de plastificante ftalato em três condicionadores de tecido em decorrência do tempo de uso clínico, com mensuração nos seguintes intervalos de tempo: inicial (*baseline*), 3, 7 e 14 dias após a manipulação e instalação dos materiais.

Avaliar a relação entre dureza Shore A e concentração de plastificante dos materiais.

Observar de forma qualitativa a degradação da superfície dos condicionadores de tecido testados através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).

## 4 METODOLOGIA

Este estudo “*in situ*” apresenta o seguinte delineamento:



Variáveis Dependentes: dureza Shore A, concentração de plastificante.

Variáveis Independentes: condicionador de tecido, tempo.

**Figura 1. Esquema do delineamento da pesquisa.**

#### 4.1 MATERIAIS

Foram utilizados neste estudo três materiais condicionadores de tecido (bases resilientes de metacrilato ativadas quimicamente) descritos no Quadro 1.

Quadro 1 – Especificações dos Condicionadores de Tecido utilizados: Marca Comercial, Fabricante, Lote e Composição Química.

<b>Marca Comercial / Fabricante</b>	<b>Lote</b>	<b>Composição Química</b>
Coe-Comfort / GC América / Alsip, IL, EUA	Pó: Lote 041 1111 Líquido: Lote 041 0201	Pó: Polietil metacrilato, Zinco undecilenato, Pigmentos Líquido: Benzil benzoato, Óleo de semente de algodão, Álcool denaturado, Dibutil ftalato, Metil salicilato, Óleo de pimenta
Dura Conditioner / Reliance Dental Manufacturing Company/ Worth, IL, EUA	Pó: Lote 040804 Líquido: Lote 051304	Pó: Copolímero de metil metacrilato Líquido: Monômero de metil metacrilato, Dibutil ftalato
Softone / Harry J. Bosworth Co./ Skokie , IL, EUA	Lote 041-048	Pó: Polímeros de etil metacrilato e agentes de carga Líquido: Alil ftalato e álcool etílico



Figura 2. Coe -Comfort.



Figura 3. Dura Conditioner.



Figura 4. Softone

## 4.2 MÉTODO

O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS e pelo Comitê de Ética e Pesquisa da PUCRS, estando protocolado no SISNEP sob o registro CAAE-1418.0.002.000-05 (Anexos A e B).

### 4.2.1 Seleção da Amostra

Trinta pacientes edentados superiores em tratamento na Clínica de Prótese Total da Faculdade de Odontologia da PUCRS foram convidados a participar deste estudo “*in situ*”. Os mesmos haviam iniciado tratamento para confecção de novas próteses totais superiores por alunos do curso de graduação em Odontologia e foram informados sobre a pesquisa quanto aos objetivos e procedimentos do estudo (Apêndice A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido). Os pacientes foram avaliados para seleção da amostra de acordo com os seguintes critérios de elegibilidade:

#### Critérios de inclusão:

- Boa saúde oral e sistêmica;
- Prótese total superior antiga em bom estado e com 3 mm ou mais de espessura na região palatina, para permitir a aplicação dos materiais condicionadores.

#### Critérios de exclusão:

- Presença de xerostomia;
- Uso de medicamentos que alterassem o fluxo salivar;
- Espessura insuficiente para a execução das canaletas;
- Presença de estomatite protética.

Dezessete indivíduos foram excluídos, especialmente por não possuir prótese total superior com o palato com mais de 3 mm de espessura e em bom estado que permitisse a inserção dos materiais condicionadores. Os 13 indivíduos remanescentes foram encaminhados para uma etapa de padronização de higiene, sendo orientados a realizar a limpeza da superfície interna das suas próteses totais com o uso de escova dentária macia, sem esforço, e excluir qualquer outra técnica de higiene bucal ou da prótese durante o período do estudo. Os indivíduos comprometeram-se quanto à assiduidade na clínica durante três semanas consecutivas para que fossem coletados os dados do estudo. Outros quatro indivíduos foram excluídos na etapa de análise dos dados porque não puderam comparecer a todas as sessões de coleta de dados. Assim, a amostra final foi constituída por nove sujeitos, sendo 8 mulheres e 1 homem, com idades entre 41 e 82 anos (média de 63,4 anos e desvio-padrão de 14,6 anos).

#### **4.2.2 Confecção dos corpos-de-prova**

##### **4.2.2.1 Confecção das Canaletas nas Próteses Totais:**

Três canaletas com dimensões de aproximadamente 5 mm de largura, 15 mm de comprimento e 2 mm de profundidade foram confeccionadas nas superfícies internas das próteses totais superiores (Figura 5). Foram utilizadas fresas de tungstênio (Edenta, AU/SG, Suíça) com formato de pêra para iniciar a cavidade. Para a padronização da profundidade das canaletas, foi utilizada uma pedra montada com uma marcação correspondente a 2 mm de espessura, utilizada sempre pelo mesmo operador (Figura 6).



Figura 5 – Canaletas sendo inicializadas na superfície interna, com fresa de tungstênio.



Figura 6 – Canaletas sendo padronizadas em profundidade, com pedra montada previamente marcada em 2 mm.

#### 4.2.2.2 Preenchimento das Canaletas

Após a confecção das canaletas e limpeza da prótese foi realizada a manipulação dos três condicionadores de tecido seguindo as recomendações dos seus fabricantes. Pó e líquido foram dispensados em recipientes plásticos fornecidos no kit de cada material e misturados até a obtenção da consistência de gel. A mistura resultante foi inserida na canaleta determinada para o respectivo condicionador (Figura 7) com uma espátula nº 7 enquanto apresentava consistência fluida, até que o material estivesse no mesmo nível da resina acrílica da base da prótese total. Os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 15. A ordem de inserção dos três condicionadores nas canaletas foi aleatória para cada prótese total.



Figura 7 – Inserção dos três condicionadores de tecido testados nas canaletas

#### 4.2.2.3 Obtenção dos espécimes nos intervalos de tempo do estudo

Para os testes do *baseline* (imediatamente após a manipulação) foram obtidos espécimes do material excedente da inserção nas canaletas para os três condicionadores de tecidos.

Nos intervalos de tempo 3, 7 e 14 dias após a manipulação e inserção dos materiais nas canaletas, as próteses totais foram lavadas em água corrente e secas com jato de ar. Cada uma das canaletas foi visualmente dividida em três partes iguais (Figura 8). Cada uma destas três partes foi removida como espécime do condicionador em cada intervalo de tempo para a realização dos testes.

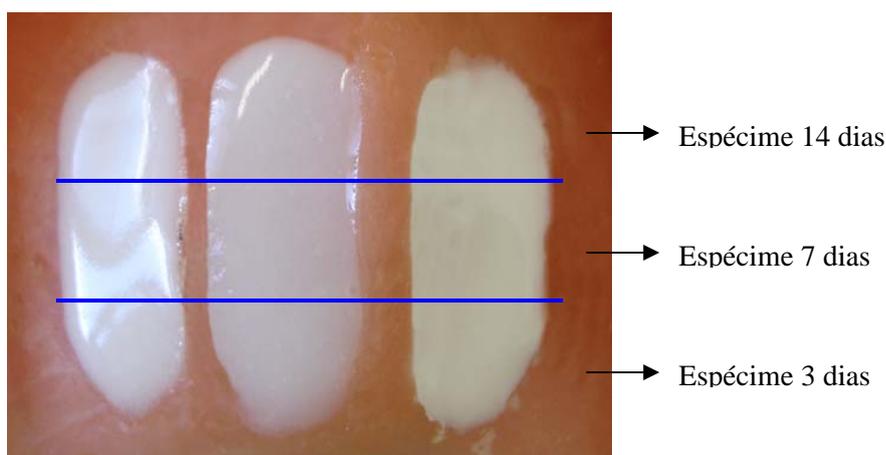


Figura 8 – Esquema para remoção dos espécimes nos intervalos de tempo de 3, 7 e 14 dias.

A remoção dos espécimes foi realizada cuidadosamente com lâmina de bisturi e espátula 3S para que não houvesse ruptura ou distorção do material. Os espécimes obtidos foram acondicionados em frascos de vidro individualmente identificados com a marca do condicionador, as iniciais do paciente e a data da coleta, e encaminhados para a etapa de padronização dos corpos-de-prova.

Os espaços deixados nas canaletas após a remoção dos espécimes foram imediatamente preenchidos com resina acrílica autopolimerizável Simplex (Figura 9).



Figura 9 – Canaletas preenchidas com resina autopolimerizável após a remoção dos espécimes.

#### 4.2.2.4 Padronização dos corpos-de-prova

Após os espécimes serem removidos das próteses, foram cortados de forma padronizada usando um bisturi circular *punch* de 4 mm de diâmetro (Figura 10). Desta maneira obtiveram-se corpos-de-prova padronizados com 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Este procedimento foi necessário para os testes de espectrofotometria, pois o *scanner* do espectrofotômetro faz a leitura da superfície da amostra. Portanto, dimensões diferenciadas dos corpos-de-prova poderiam causar leituras incorretas.



Figura 10 – Corpo-de-prova padronizado pelo diâmetro do punch de 4 mm.

### 4.2.3 Testes

#### 4.2.3.1 Avaliação da Dureza Shore A

A dureza dos condicionadores de tecido foi avaliada nos quatro intervalos de tempo (*baseline* e 3, 7 e 14 dias após a manipulação) com a utilização de um aparelho durômetro portátil analógico Teclok Shore A (Woltest - Metaltest Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) com tolerância de +1% ou -1%, seguindo o sistema Shore, segundo as normas DIN 53505 e ASTM D2240/75 (Figura 11).



Figura 11 – Durômetro portátil analógico Teclok Shore A.

Quanto às especificações deste aparelho durômetro Shore A, sua aplicação é para mensuração da dureza de borrachas moles, série 998-GS 709, campo de medida de 0 a 100, carga gf 56 – 822 e seu penetrador possui forma de ponta cônica. Este aparelho possui em sua extremidade de teste uma superfície cilíndrica lisa, da qual sai o penetrador retrátil com a ponta cônica, que é aplicada sobre o material a ser mensurado. Na posição de descanso o penetrador está totalmente para fora e o mostrador indica dureza 0 (zero) Shore A. Ao ser pressionado contra uma superfície, o penetrador retrai-se e o ponteiro do mostrador avança no sentido horário, indicando um valor de dureza até 100 Shore A. Quanto mais rígido o material, mais o penetrador retrai e maior será a dureza Shore A. Quanto mais macio o material, menos o penetrador retrai e menor será a dureza Shore A.

O ensaio de mensuração da dureza Shore A foi realizado sobre uma mesa em posição padronizada, por um único operador, em temperatura ambiente. O penetrador do durômetro foi colocado sobre a superfície do corpo-de-prova, formando um ângulo de 90°. Verificou-se que inicialmente a ponta cônica retrátil estava totalmente para fora e o mostrador analógico estava na posição 0 (zero) Shore A. O aparelho foi pressionado até que a superfície inferior do durômetro da qual sai o penetrador tocasse uniformemente a superfície do corpo-de-prova (Figura 12). Neste momento o ponteiro do mostrador analógico indicava a dureza Shore A. Este processo foi realizado em duplicata para cada corpo-de-prova, sendo obtida a média das duas medições que foi considerada o valor de dureza Shore A para o corpo-de-prova. Os dados obtidos foram registrados e arquivados para análise estatística.

Depois de serem avaliadas quanto à dureza, os corpos-de-prova foram colocados novamente em seus respectivos frascos rotulados e encaminhados para a avaliação por espectrofotometria.



Figura 12 – Superfície inferior do durômetro na mensuração da dureza Shore A.

#### 4.2.3.2 Avaliação da Perda de Plastificante

A perda do líquido plastificante foi avaliada quantitativamente pela análise de Espectroscopia de Infravermelho pela Transformada de Fourier e Refletância Total Atenuada (Fourier Transform Infrared - Attenuated Total Reflectance = FTIR-ATR). Utilizou-se o aparelho Espectrômetro de Infravermelho Perkin-Elmer, modelo Spectrum One EVA (Perkin-Elmer, Norwalk, CT, EUA) (Figura 13), que quantificou a concentração de plastificante ftalato nas amostras dos condicionadores de tecido. O aparelho espectrômetro foi preparado com a placa de cristal de selenito de zinco, um acessório do equipamento de FTIR-ATR (Figura 14). Utilizando-se a espectroscopia de infravermelho obtém-se, através da análise de FTIR-ATR, uma pequena penetração de radiação no corpo-de-prova, com uma profundidade de poucos microns acima do comprimento de onda ( $\nu=1/f$ ) na frequência de 4000-650  $\text{cm}^{-1}$ . Isso significa que o FTIR-ATR permite monitorar diretamente mudanças no conteúdo de ftalato dos condicionadores de tecido.



Figura 13 – Espectrômetro de Infravermelho.



Figura 14- Placa de Cristal de Selenito de Zinco.

A espectrofotometria foi realizada em uma sala climatizada, com sua temperatura e umidade relativa do ar controladas, onde a temperatura foi constante de  $22,5 \pm 0,3$  °C e a umidade relativa do ar foi de  $44,6 \pm 1\%$ .

Para as leituras do grau de plastificante em cada corpo-de-prova dos três condicionadores de tecido estudados, foram realizados os procedimentos usuais de limpeza da placa de cristal entre cada uma das leituras. Cada corpo-de-prova foi posicionado individualmente no centro da superfície do cristal com a face que estava exposta aos fluidos salivares voltada para baixo, e sobre ele foi colocada a tampa deste dispositivo, com o intuito de padronizar as leituras. O espectrômetro realizou quatro varreduras em cada leitura, produzindo um espectro de infravermelho para cada corpo-de-prova.

De acordo com o gráfico do espectro-padrão de ftalato (Figura 15), um dos picos característicos é a banda 1720, correspondente à vibração da carbonila. Ela foi tomada como referência para determinar a quantidade relativa de ftalato nos condicionadores de tecido. A partir dos espectros obtidos com a leitura de cada corpo-de-prova, foi calculada a quantidade relativa de ftalato. O cálculo foi feito da seguinte forma: os espectros foram inicialmente passados para a forma de absorbância e foram determinados e isolados os picos máximos de absorbância da banda do ftalato (1720) para cada espectro individualmente (unidade arbitrária UA). Os dados obtidos foram registrados e arquivados para análise estatística.

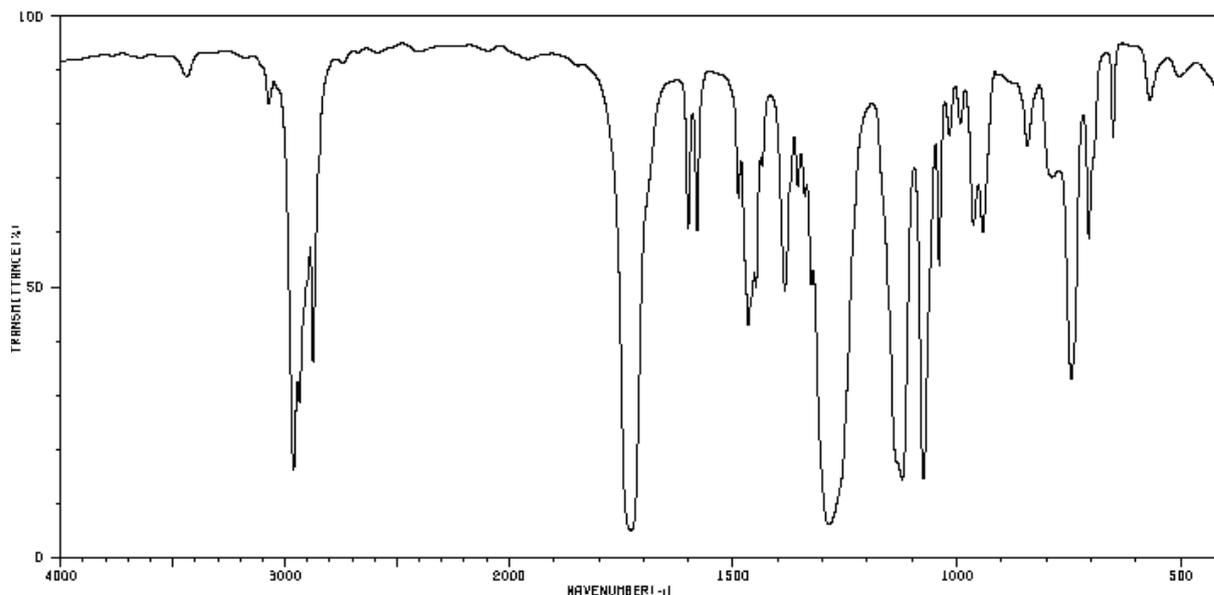


Figura 15 - Gráfico do espectro padrão de ftalato - Integrated Spectral Database System of Organic Compounds  
 Fonte: National Institute of Advanced Industrial Science and Technology – Japan.

#### 4.2.3.2 Avaliação da Integridade Superficial

As mudanças na topografia superficial dos condicionadores ao longo do tempo de uso clínico foram observadas em um microscópio eletrônico de varredura (Philips XL30, Philips Electronic Instruments Inc, Mahwah, NJ, EUA) (Figura 16). Um corpo-de-prova de cada material em cada intervalo de tempo (*baseline*, 3, 7 e 14 dias) foi selecionado aleatoriamente para a observação no MEV.

Como os materiais condicionadores de tecido não poderiam ser diretamente observados no MEV, utilizou-se um protocolo de duplicação da superfície dos corpos-de-prova. As superfícies dos corpos-de-prova foram moldadas com silicone de adição (3M ESPE Express, St. Paul, MN, EUA) para produzir uma “cópia negativa”. Com o auxílio de uma seringa, uma resina epóxi (Embed 812, Electron Microscopy Sciences, Hatfield, PA, EUA) foi gotejada sobre a superfície dos moldes de silicone para produzir réplicas dos corpos-de-prova. Estas réplicas foram então aquecidas a 60°C por cerca de 4 horas para haver a cura da resina. Depois de a resina estar completamente sólida, as réplicas foram destacadas dos moldes e coladas nos *stubs* com a face replicada voltada para cima para o processo de metalização por deposição de íons de ouro. Para efetuar a metalização foi utilizado um

sistema de evaporação conhecido como "*sputtering*", revestindo a superfície das réplicas de resina epóxi com uma camada de cerca de 30nm de uma liga AuPd. Em seguida, os espécimes metalizados foram levados para observação da topografia no MEV.

Foram escolhidos dois aumentos para visualização dos efeitos da degradação dos condicionadores em função do tempo: 50X mostrando um campo maior de visualização, onde se pôde visualizar quase toda a amostra, e 200X permitindo uma visualização com maior detalhamento. O centro de cada réplica foi selecionado como padrão para registro das imagens, que foram arquivadas para posterior análise qualitativa.

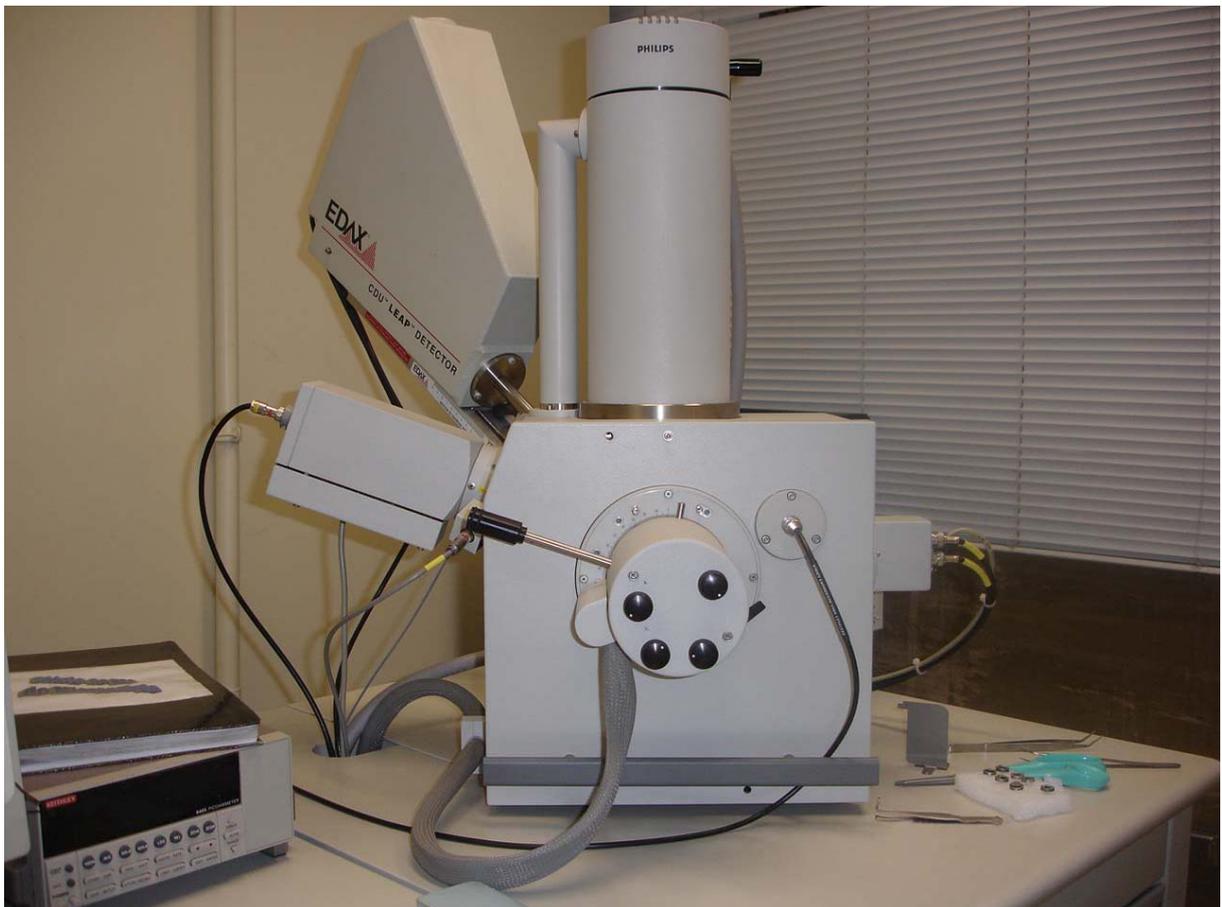


Figura 16 – Microscópio Eletrônico de Varredura - MEV.

### 4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis-resposta coletadas nos testes foram Dureza Shore A e Quantidade de Plastificante Ftalato. Adicionalmente, foi calculado o aumento da dureza Shore A em relação ao *baseline*, considerando a diferença em relação ao tempo zero. Os dados foram analisados preliminarmente para confirmação dos pressupostos para o uso de estatística paramétrica.

Para a comparação das médias de dureza e de quantidade de ftalato entre os materiais ao longo do tempo de uso, os dados foram analisados por ANOVA utilizando o delineamento em medidas repetidas (realizado através do Proc Mixed do software SAS versão 9.1 - Type 3 Tests of Fixed Effects e do General Linear Model for Repeated Measures do software SPSS versão 13.0, respectivamente) complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%. Para a comparação das médias de quantidade de ftalato entre os materiais ao longo do tempo, os dados originais para cada sujeito foram normalizados em relação ao valor máximo de cada material medido no *baseline*.

Para a análise da relação entre dureza e quantidade de ftalato os dados de cada material foram analisados por regressão linear simples, ao nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

As tabelas geradas pelos testes estatísticos estão dispostas no Apêndice B. Os resultados são apresentados a seguir.

A Tabela 1 apresenta a comparação das médias de dureza Shore A em função do condicionador e do intervalo de tempo. Houve interação significativa entre Condicionador e Tempo ( $p=0,006$ ). Ou seja, fixando o condicionador e comparando os tempos, verifica-se em todos os condicionadores que à medida que o tempo aumenta a média de dureza também aumenta significativamente. Fixando o fator tempo e comparando os condicionadores, verifica-se que nos tempos 0 (*baseline*), 3 e 7 dias a média do condicionador Coe-Comfort é significativamente menor do que nos condicionadores Dura Conditioner e Softone; no tempo 14 dias não houve diferença entre as médias de dureza dos diferentes condicionadores. A Figura 17 é a representação gráfica destes resultados.

**Tabela 1 – Comparação da dureza (dureza Shore A) em função do condicionador de tecido e do intervalo de tempo.**

Tempo (em dias)	Condicionador					
	Coe-Comfort		Dura Conditioner		Softone	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
0	2,00 <sup>Db</sup>	0,00	9,00 <sup>Da</sup>	0,00	6,00 <sup>Da</sup>	0,00
3	18,68 <sup>Cb</sup>	3,19	24,59 <sup>Ca</sup>	4,53	23,36 <sup>Ca</sup>	3,19
7	22,58 <sup>Bb</sup>	2,87	30,00 <sup>Ba</sup>	3,82	27,88 <sup>Ba</sup>	2,83
14	35,00 <sup>Aa</sup>	4,04	36,18 <sup>Aa</sup>	3,46	34,77 <sup>Aa</sup>	1,31

Médias seguidas de letras maiúsculas distintas na coluna e médias seguidas de letras minúsculas distintas na linha diferem significativamente através da Análise de Variância, utilizando o delineamento em medidas repetidas, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

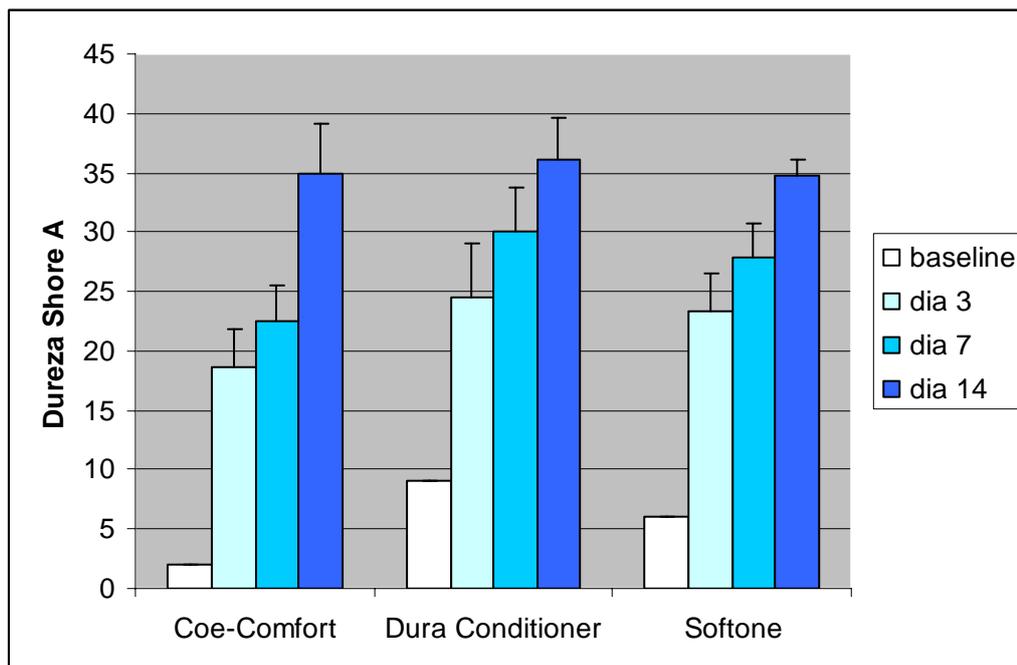


Figura 17 – Dureza Shore A dos condicionadores de tecido nos quatro intervalos de tempo.

Na Tabela 2, houve interação significativa entre Condicionador e Tempo ( $p=0,006$ ). Ou seja, fixando o fator Condicionador e comparando os tempos, à medida que o tempo aumentou a média de dureza relativa de todos os condicionadores também aumentou significativamente. Fixando o fator Tempo e comparando os condicionadores, no tempo 14 a média do condicionador Coe-Comfort foi significativamente maior do que nos condicionadores Dura Conditioner e Softone. Nos tempos 3 e 7 dias não houve diferença entre as médias de dureza relativa dos diferentes condicionadores.

**Tabela 2 – Comparação do aumento da dureza Shore A em relação ao baseline (considerando a diferença em relação ao tempo zero), em função do condicionador de tecido e do intervalo de tempo.**

Tempo (em dias)	Condicionador								
	Coe-Comfort			Dura Conditioner			Softone		
	Média	DP	%	Média	DP	%	Média	DP	%
3	16,68 <sup>Ba</sup>	3,19	834	15,59 <sup>Ca</sup>	4,53	173	17,36 <sup>Ca</sup>	3,19	289
7	20,58 <sup>Ba</sup>	2,87	1029	21,00 <sup>Ba</sup>	3,82	233	21,88 <sup>Ba</sup>	2,83	365
14	33,00 <sup>Aa</sup>	4,04	1650	27,18 <sup>Ab</sup>	3,46	302	28,77 <sup>Ab</sup>	1,31	480

Médias seguidas de letras maiúsculas distintas na coluna e médias seguidas de letras minúsculas distintas na linha diferem significativamente através da Análise de Variância, utilizando o delineamento em medidas repetidas, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

Na Tabela 3 é apresentada a comparação das médias de quantidade de plastificante ftalato (dados normalizados) em função do condicionador e do intervalo de tempo. Houve efeito estatisticamente significativo dos fatores principais Condicionador ( $p=0,006$ ) e Tempo ( $p<0,001$ ), mas não ocorreu interação significativa entre Condicionador e Tempo ( $p=0,441$ ). Em relação aos condicionadores, o Coe-Comfort apresentou maiores médias que o Dura Conditioner e Softone, os quais não diferiram entre si. Em relação aos intervalos de tempo, houve decréscimo estatisticamente significativo entre os tempos 0 (*baseline*) e 3 dias e entre 7 e 14 dias. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os dias 3 e 7.

A Figura 18 representa graficamente os valores médios de quantidade de ftalato (dados normalizados e originais) para cada grupo de condicionador de tecido ao longo do tempo. No gráfico dos dados normalizados, observa-se que houve maior perda relativa de plastificante nos materiais Dura Conditioner e Softone, os quais tiveram comportamento semelhante. O Coe-Comfort apresentou menor perda de plastificante que os demais ao longo do tempo além de ter maior quantidade absoluta de ftalato.

**Tabela 3 – Comparação da quantidade de plastificante ftalato (dados normalizados) em função do condicionador de tecido e do intervalo de tempo.**

Tempo (em dias)	Condicionador de Tecido					
	Coe-Comfort		Dura Conditioner		Softone	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
0	1,00 <sup>Aa</sup>	0,00	1,00 <sup>Aa</sup>	0,00	1,00 <sup>Aa</sup>	0,00
3	0,72 <sup>Ba</sup>	0,21	0,48 <sup>Bb</sup>	0,25	0,45 <sup>Bb</sup>	0,21
7	0,53 <sup>Ba</sup>	0,13	0,38 <sup>Bb</sup>	0,24	0,40 <sup>Bb</sup>	0,36
14	0,28 <sup>Ca</sup>	0,20	0,20 <sup>Cb</sup>	0,09	0,14 <sup>Cb</sup>	0,09

Médias seguidas de letras maiúsculas distintas na coluna e médias seguidas de letras minúsculas distintas na linha diferem significativamente ao nível de significância de 5%.

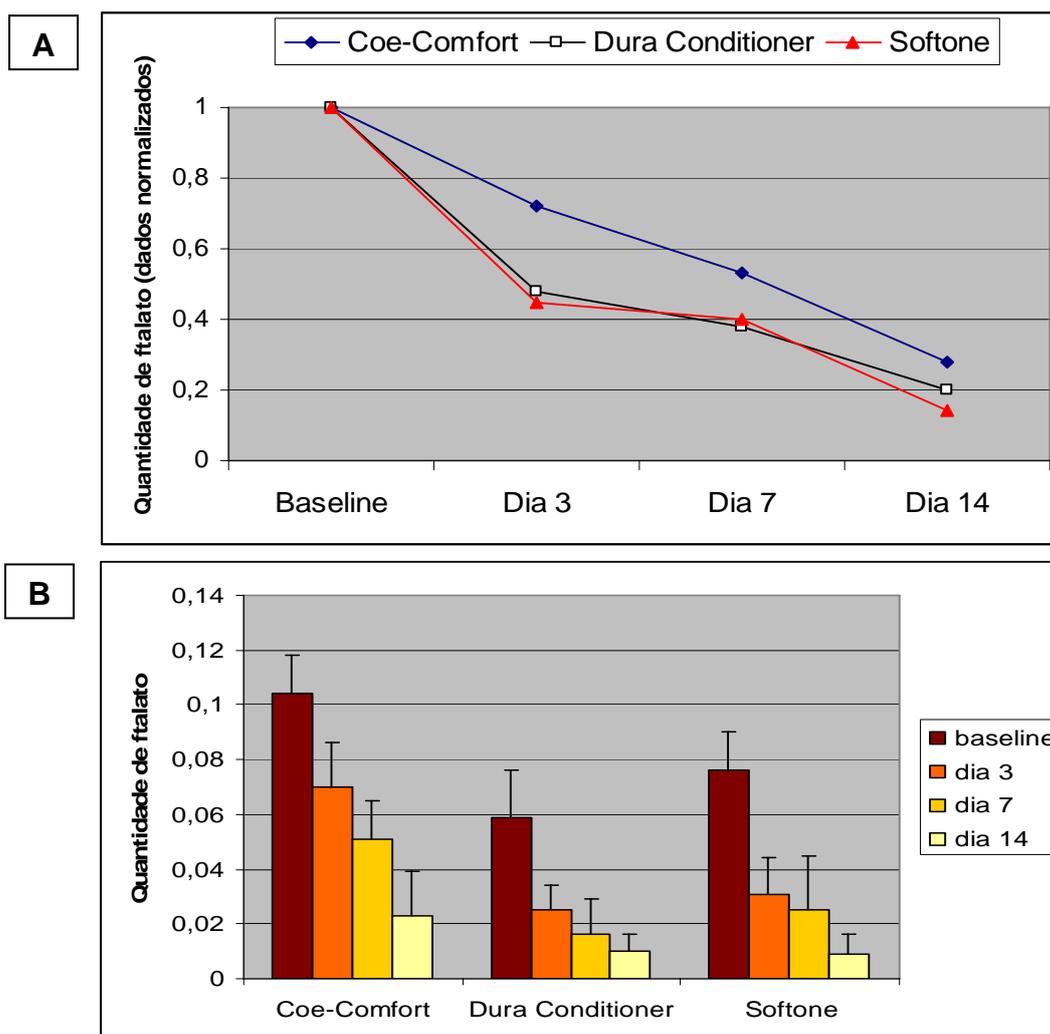


Figura 18 – Quantidade de ftalato dos condicionadores de tecido (A: dados normalizados; B: dados originais em unidade arbitrária UA) nos quatro intervalos de tempo.

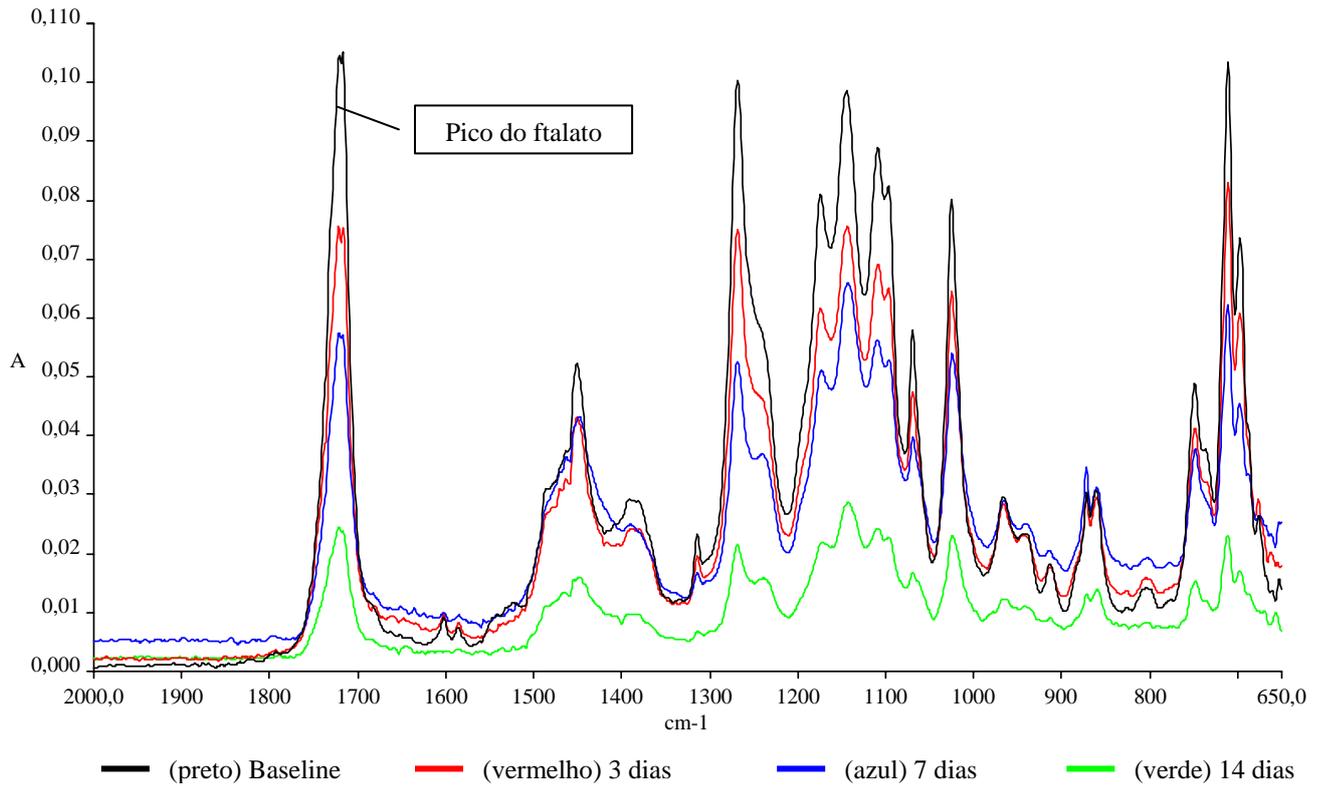


Figura 19 – Gráfico dos espectros de infravermelho do condicionador Coe-Comfort.

A Figura 19 representa as médias dos quatro espectros do condicionador de tecido Coe-Comfort nas quatro medições de quantidade de ftalato (*baseline*, 3, 7 e 14 dias). Observa-se a redução total final significativa da concentração de ftalato e que a perda foi semelhante quantitativamente entre todos os períodos, sendo que a menor redução ocorreu no intervalo do 3º ao 7º dia.

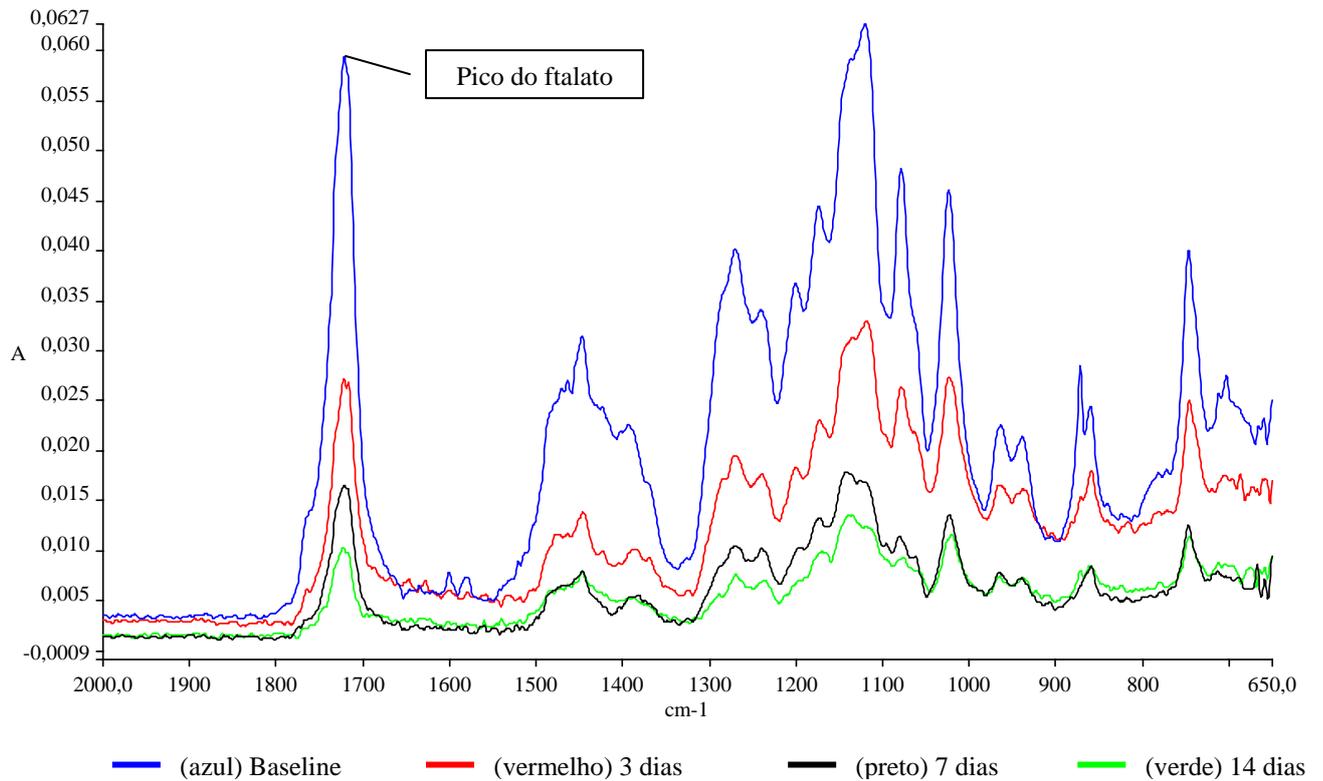


Figura 20 – Gráfico dos espectros de infravermelho do condicionador Dura Conditioner.

A Figura 20 representa as médias dos quatro espectros do condicionador de tecido Dura Conditioner nas quatro medições de quantidade de ftalato (*baseline*, 3, 7 e 14 dias). Observa-se a redução total final significativa da concentração de ftalato e que a perda não foi semelhante quantitativamente entre os períodos, pois aproximadamente a metade da quantidade de ftalato foi lixiviada nos três primeiros dias.

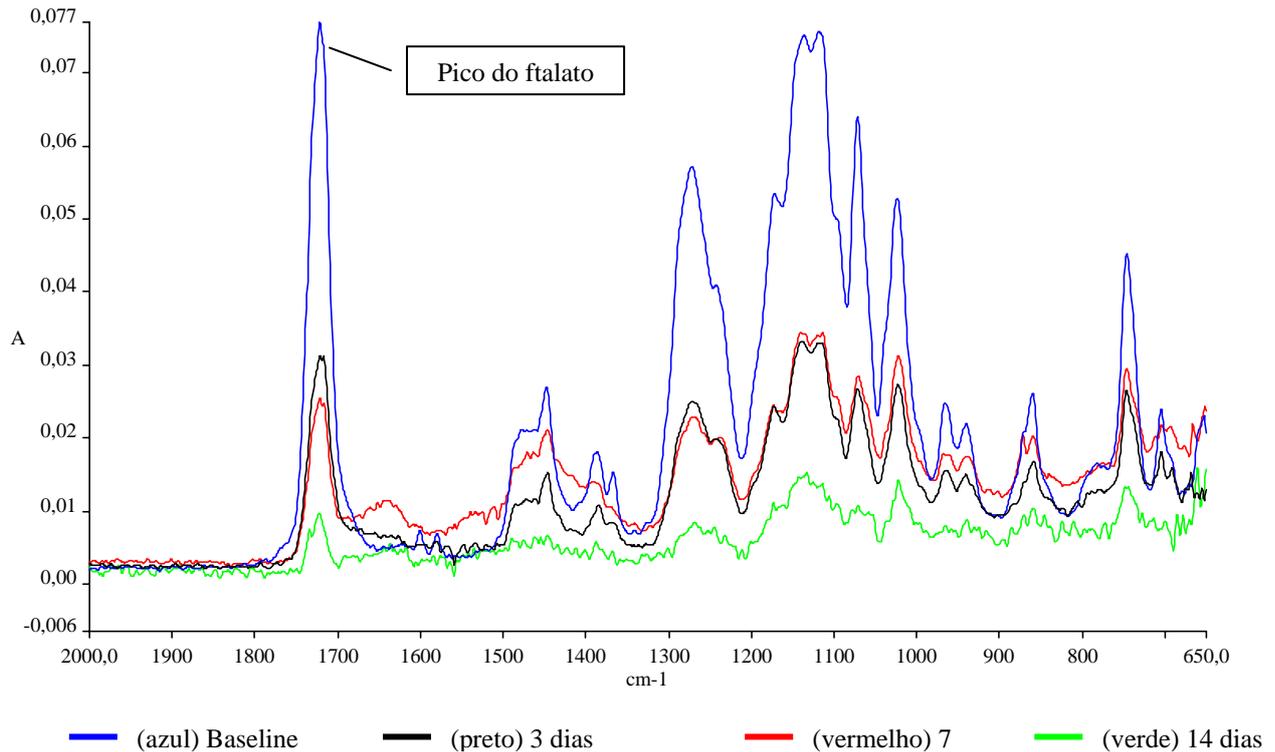


Figura 21 – Gráfico dos espectros de infravermelho do condicionador Softone.

A Figura 21 representa as médias dos quatro espectros do condicionador de tecido Softone nas quatro medições de quantidade de ftalato (*baseline*, 3, 7 e 14 dias). Observa-se a redução total final significativa do ftalato e que a perda não foi semelhante quantitativamente entre os períodos, pois mais da metade da quantidade de ftalato foi lixiviada nos três primeiros dias, mantendo-se relativamente estável no período de 3 a 7 dias.

Na Figura 22 estão dispostos os gráficos da regressão linear simples da dureza Shore A em função da quantidade de ftalato dos três condicionadores de tecido. Todos os modelos de regressão foram significativos ( $p < 0,001$ ), havendo uma relação linear inversamente proporcional entre dureza e quantidade de ftalato. Entre os materiais testados, o Coe-Comfort apresentou o maior coeficiente de determinação  $r^2$ , sendo que 74% da variabilidade da dureza pôde ser explicada pela variação da quantidade de ftalato. Para o Softone, este índice foi de 68%. O Dura Conditioner foi o material que apresentou o menor coeficiente de determinação entre os três condicionadores, sendo que 59% da variabilidade da dureza Shore A foi explicada pela concentração de ftalato.

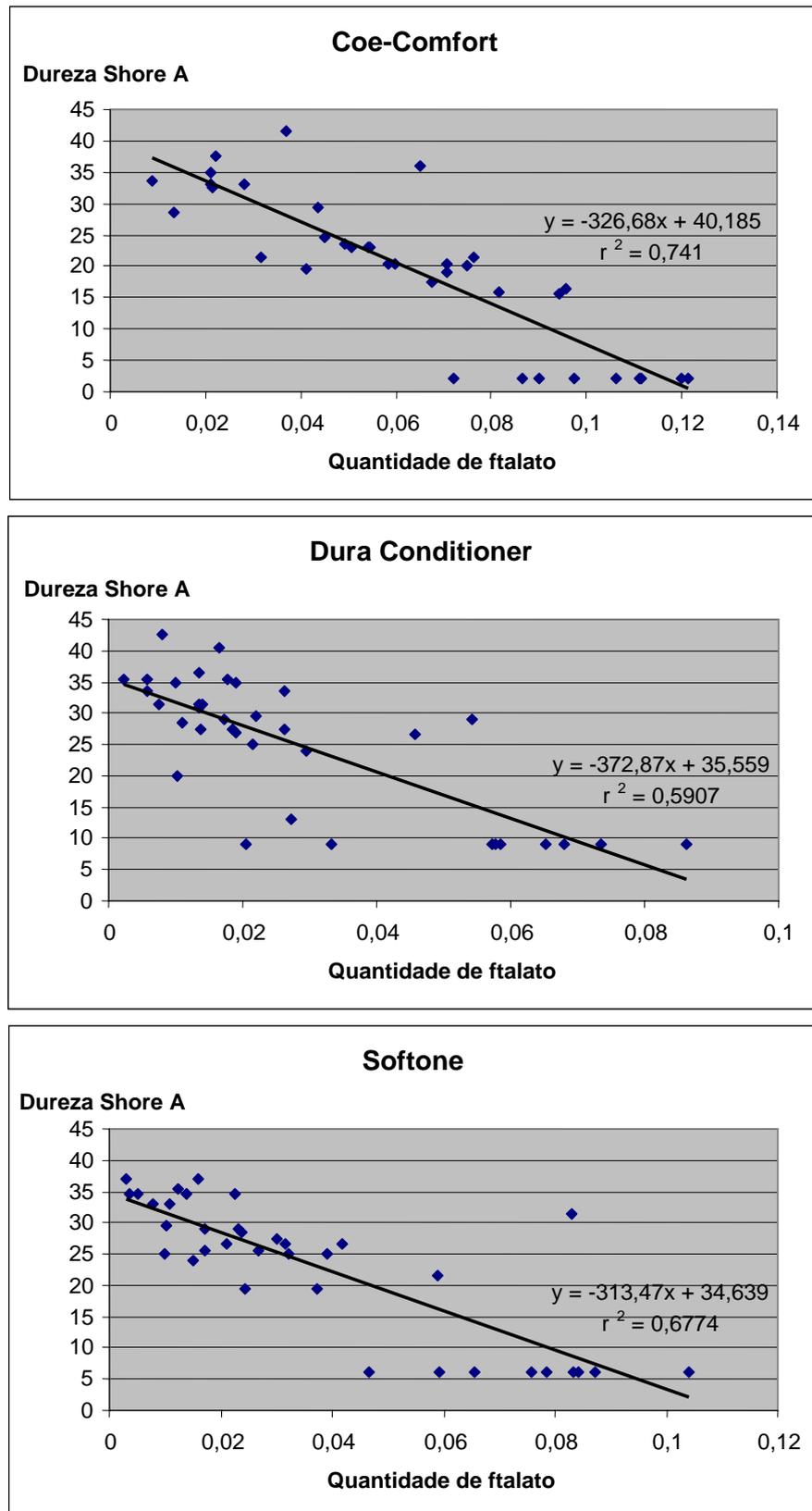


Figura 22 – Gráficos da regressão linear simples da dureza Shore A em função da quantidade de ftalato dos três condicionadores de tecido testados.

As Figuras 23, 24 e 25 mostram as imagens do MEV dos condicionadores de tecido com a topografia superficial no dia em que as amostras foram inseridas nas próteses totais dos voluntários (*baseline*). O material Dura Conditioner apresentou uma superfície mais irregular que o Coe-Comfort e o Softone, com formações nodulares mais evidentes.

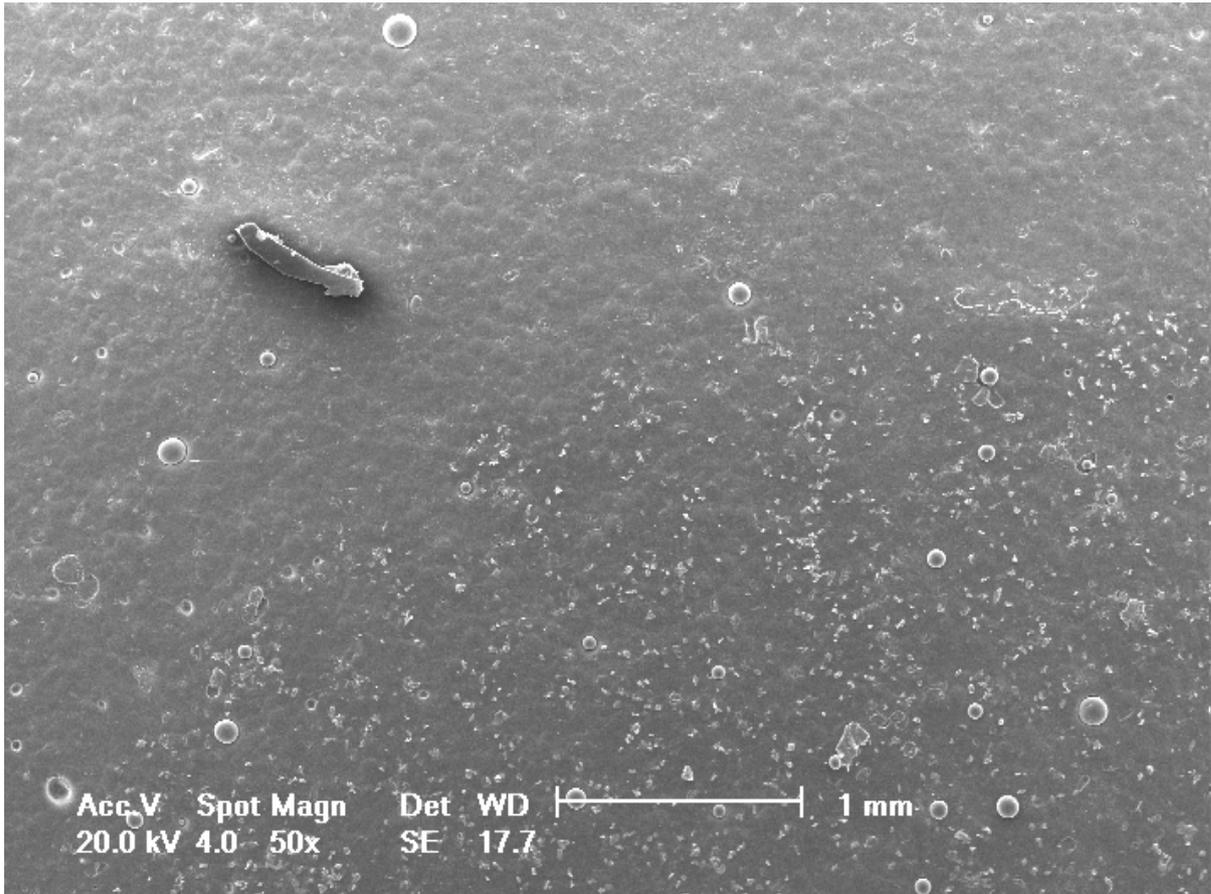


Figura 23 – Coe-Comfort no *baseline* com aumento de 50X.

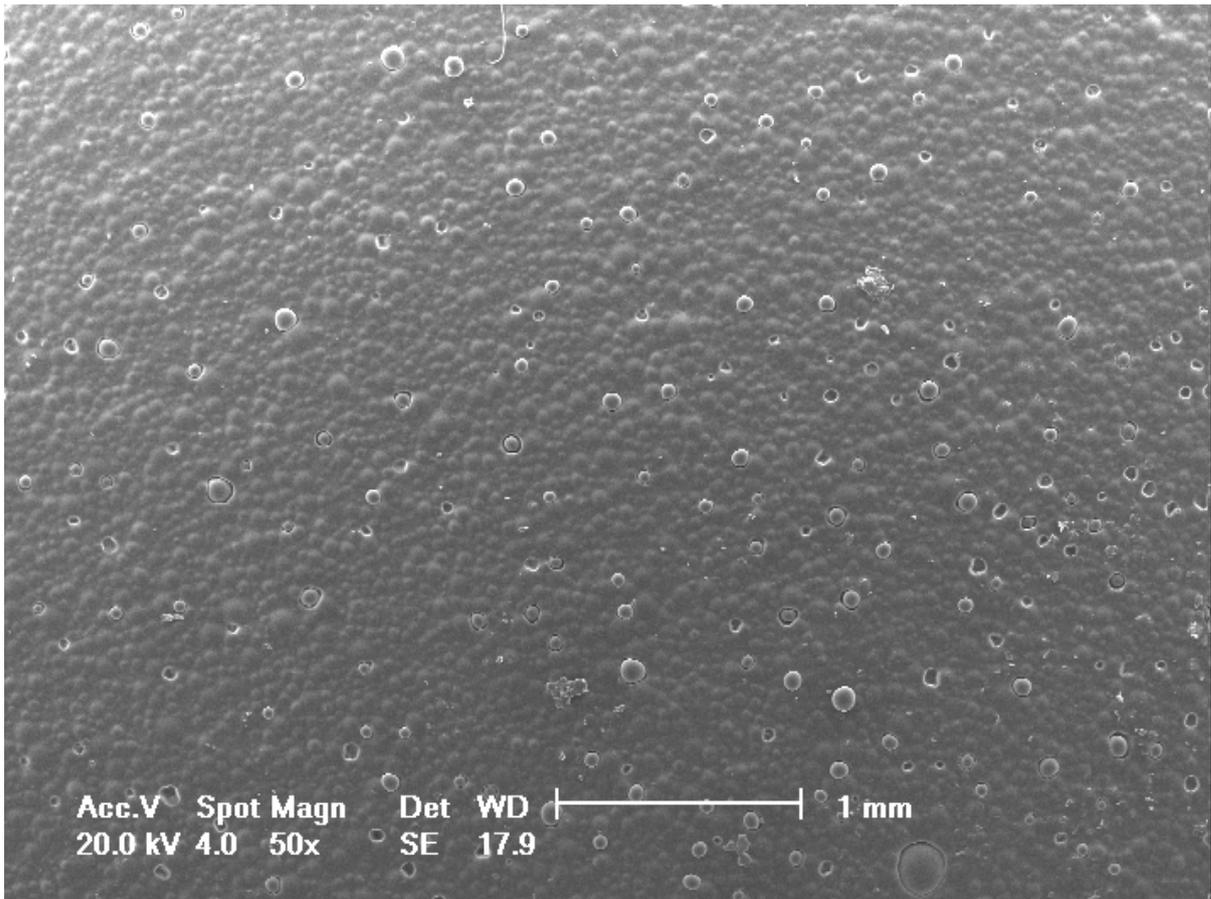


Figura 24 – Dura Conditioner no *baseline* com aumento de 50X.

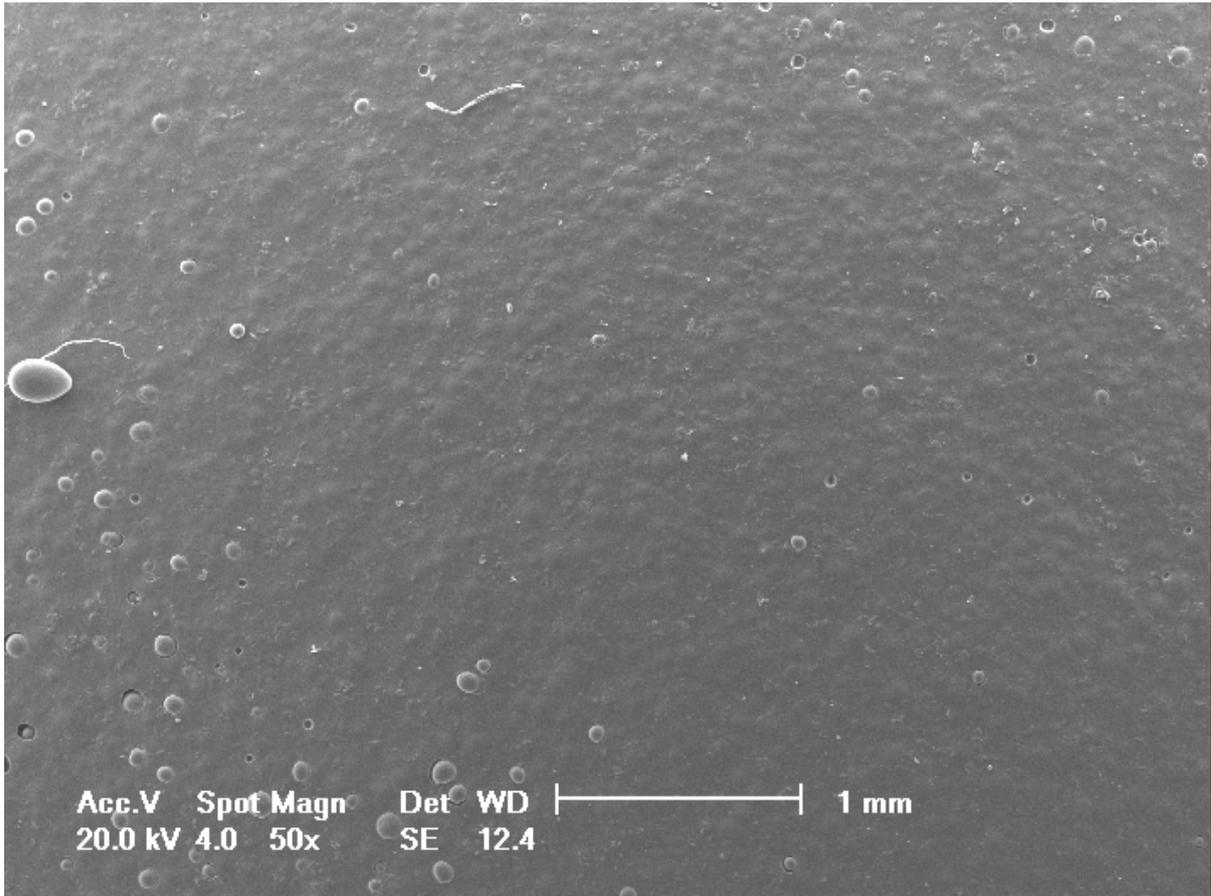


Figura 25 – Softone no *baseline* com aumento de 50X.

As Figuras 26 a 37 mostram as imagens do MEV com aumento de 200X dos materiais ao longo do tempo de uso clínico (*baseline*, 3, 7 e 14 dias). Em todos os materiais houve alteração da micromorfologia superficial com aumento de irregularidades na forma de poros e ondulações, que foi mais evidente entre os dias 3 e 7. Os materiais Coe-Comfort e Softone apresentaram padrão de degradação superficial semelhante entre si, sendo visualmente distinto do padrão de degradação do condicionador Dura Conditioner até o dia 7. No dia 14, as imagens da superfície de todos os materiais mostraram um padrão similar.

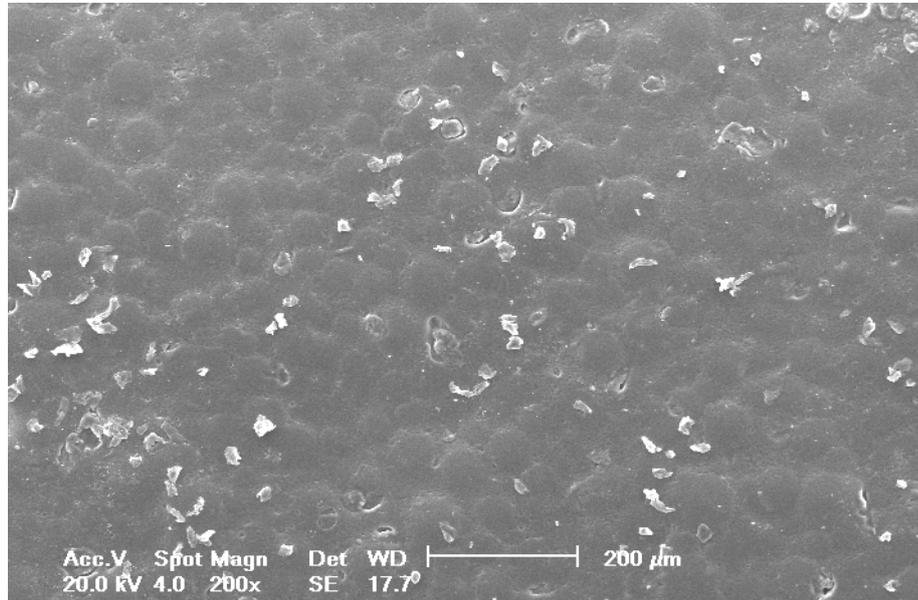


Figura 26 – Coe-Comfort no *baseline* com aumento de 200X.

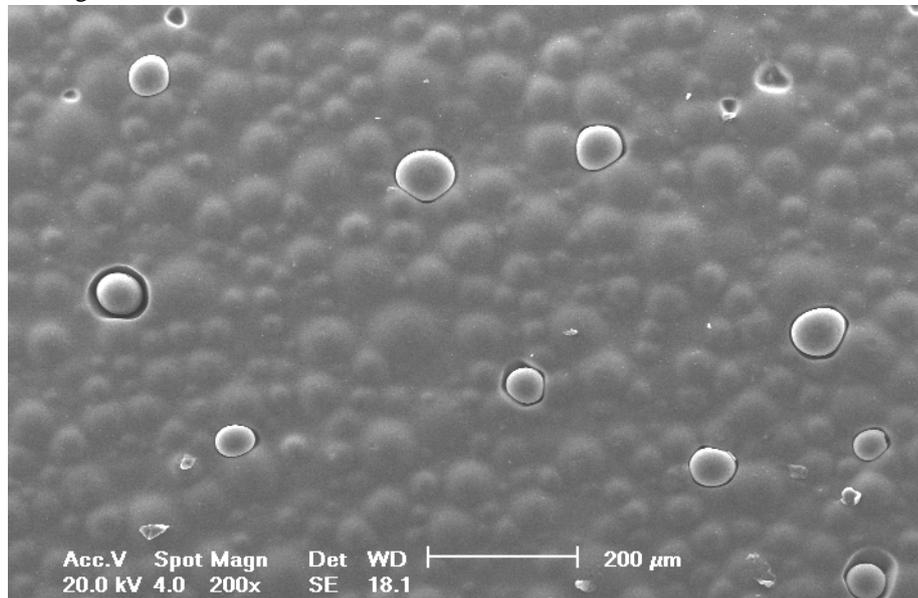


Figura 27 – Dura Conditioner no *baseline* com aumento de 200X.

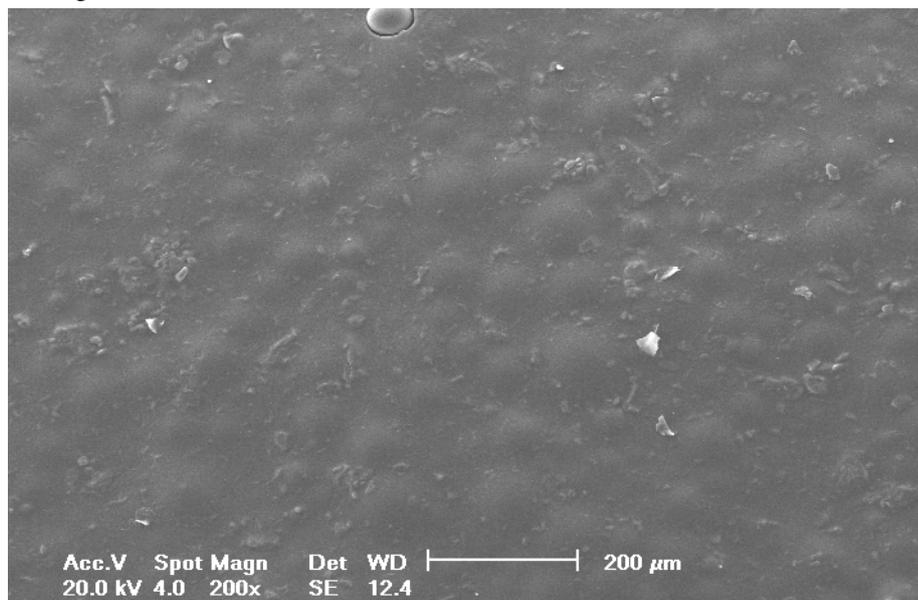


Figura 28 – Softone no *baseline* com aumento de 200X.

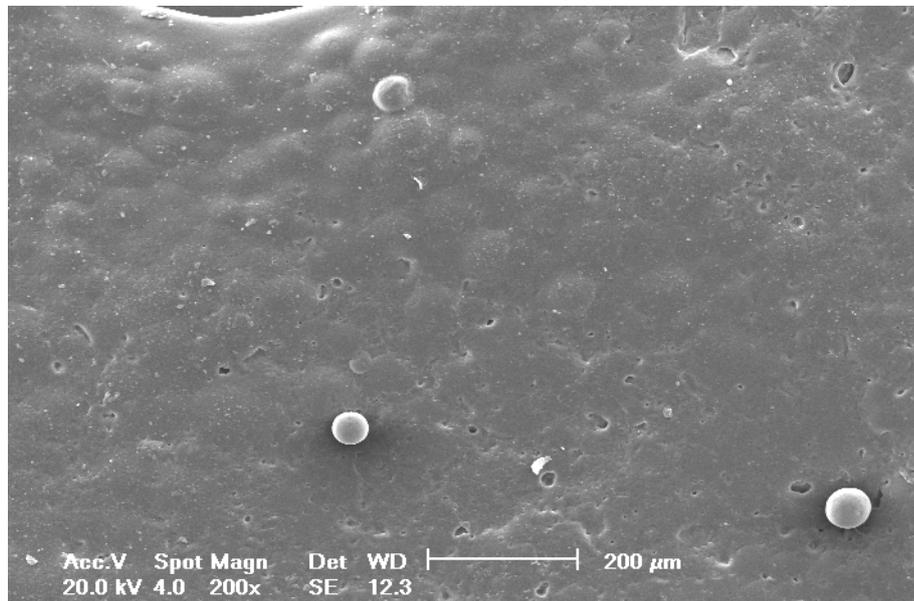


Figura 29 – Coe Comfort no 3º dia com aumento de 200X.

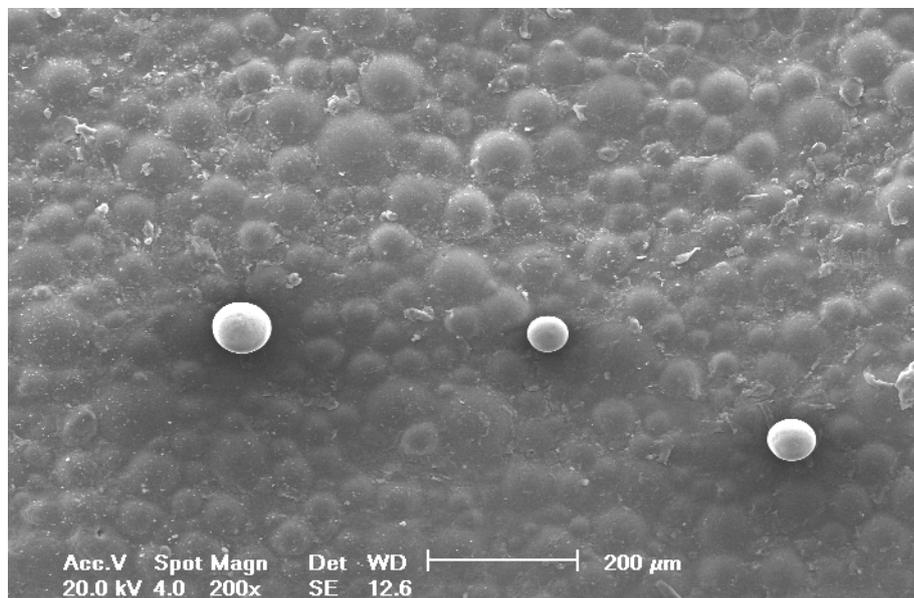


Figura 30 – Duraconditioner no 3º dia com aumento de 200X.

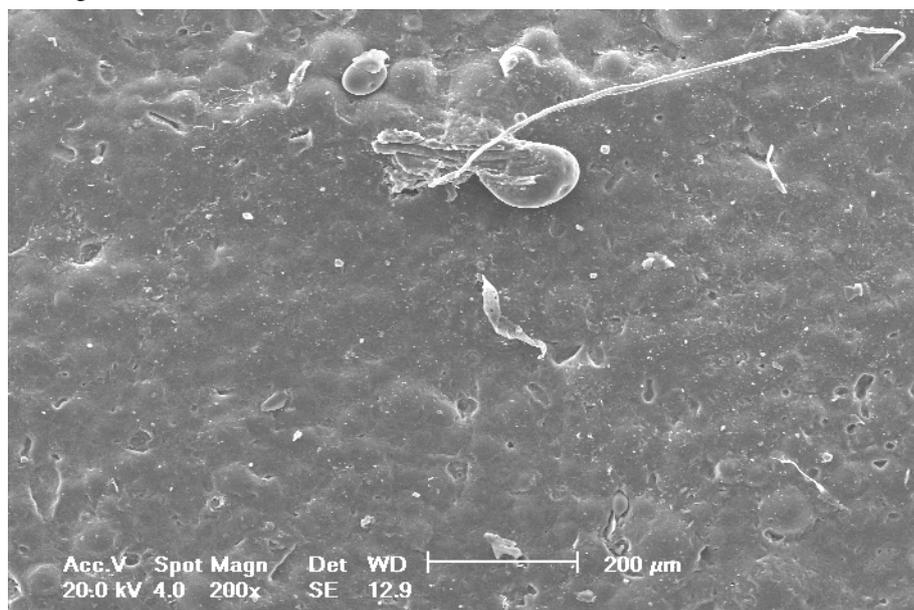


Figura 31 – Softone no 3º dia com aumento de 200X.

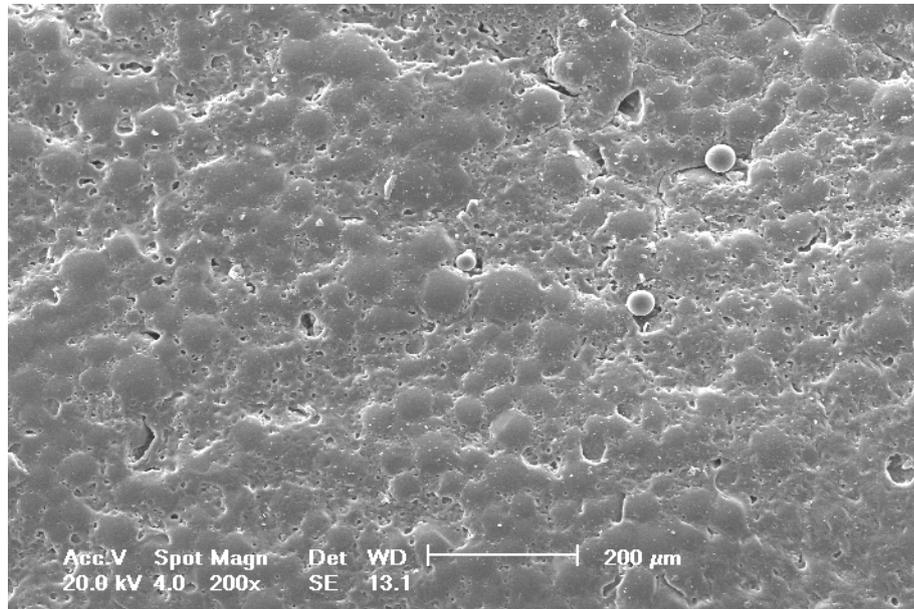


Figura 32 – Coe Comfort no 7º dia com aumento de 200X.

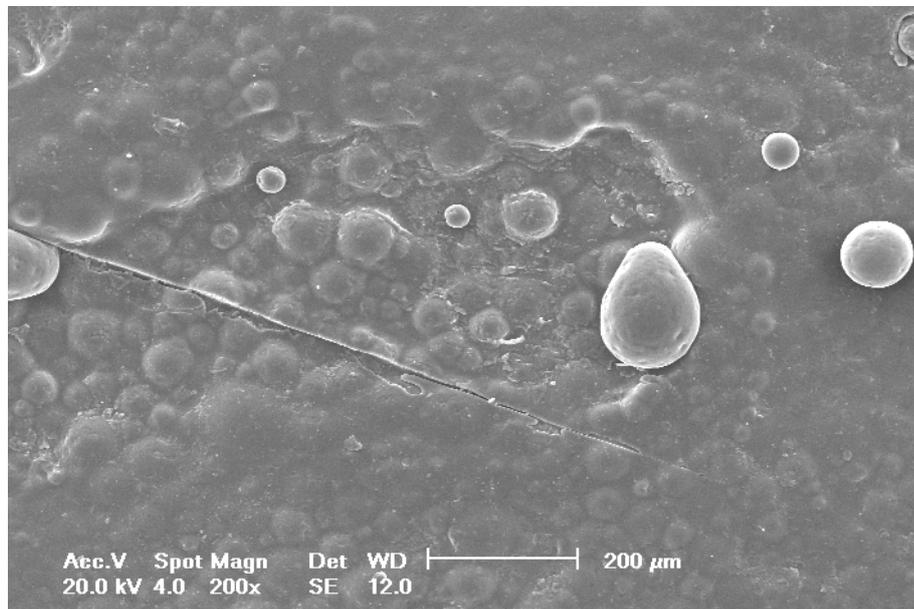


Figura 33 – Duraconditioner no 7º dia com aumento de 200X.

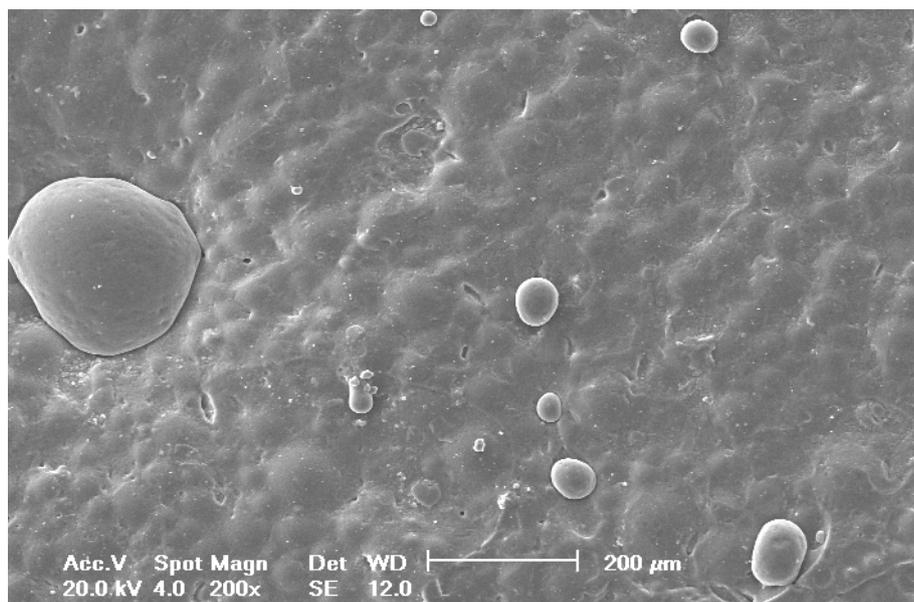


Figura 34 – Softone no 7º dia com aumento de 200X.

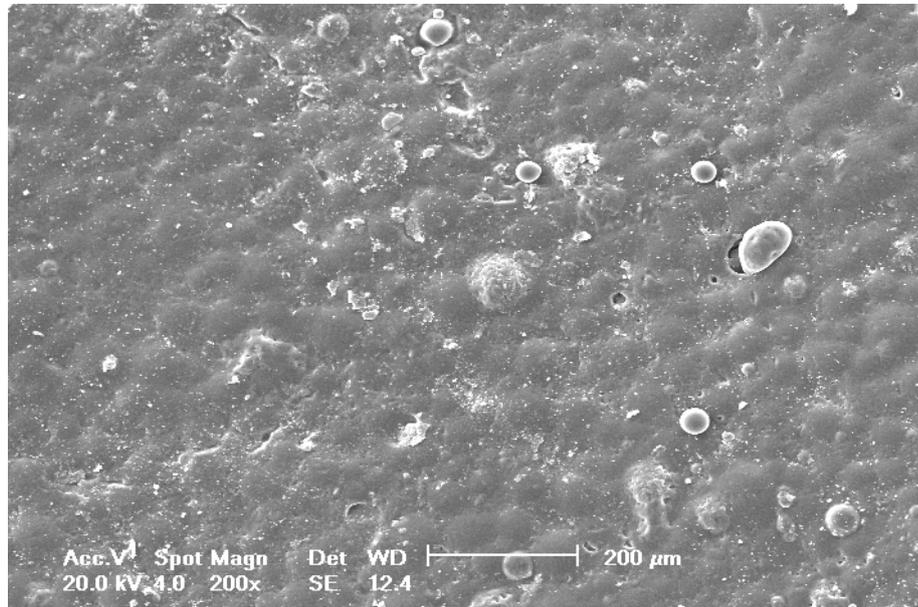


Figura 35 – Coe Comfort no 14º dia com aumento de 200X.

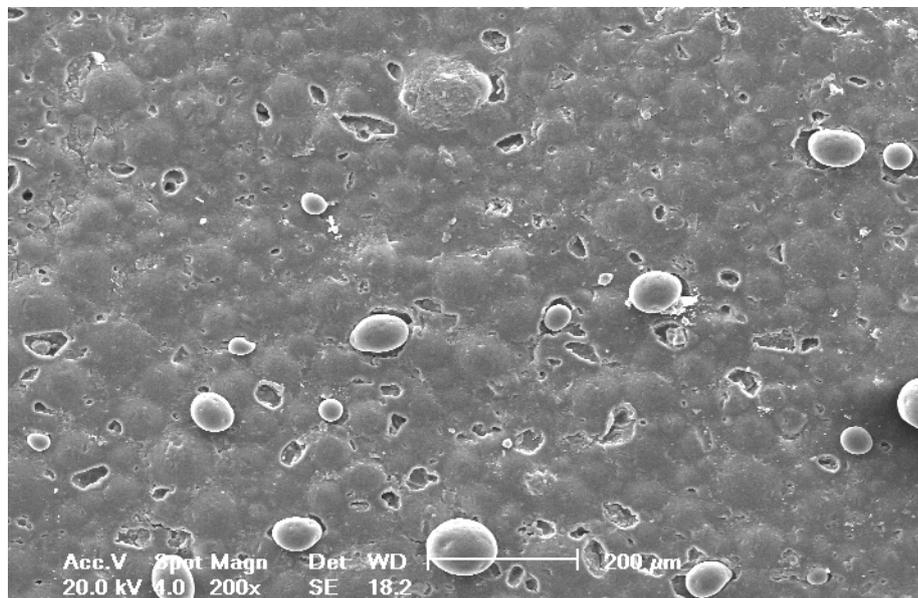


Figura 36 – Duraconditioner no 14º dia com aumento de 200X.

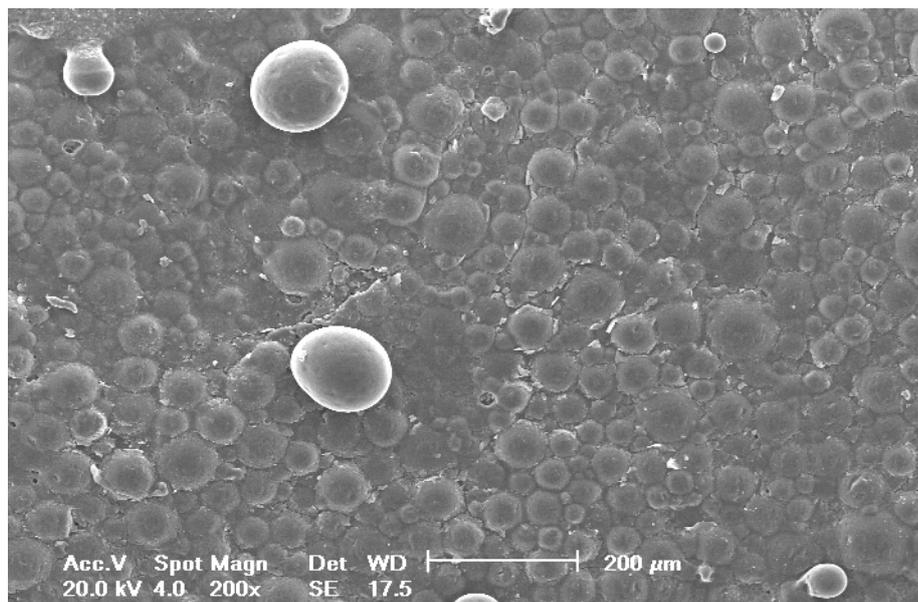


Figura 37 – Softone no 14º dia com aumento de 200X.

## 6 DISCUSSÃO

Este trabalho investigou a degradação “*in situ*” de três condicionadores de tecido, medindo-se as alterações na dureza Shore A e na quantidade de plastificante ftalato do material, em decorrência do uso clínico. Houve uma relação linear inversamente proporcional entre dureza e quantidade de ftalato em todos os condicionadores, sustentando a hipótese de trabalho. Os três condicionadores de tecido testados apresentaram um padrão geral de comportamento semelhante, pois todos tiveram redução da quantidade de plastificante em sua composição e aumento da dureza ao longo de 14 dias. Entretanto, a taxa de perda de plastificante e de aumento da dureza foi diferente entre os materiais, bem como o aspecto visual da degradação superficial.

Os gráficos da regressão linear simples da dureza Shore A em função da quantidade de ftalato mostraram uma relação linear inversamente proporcional para os três condicionadores de tecido. Grande parte da variabilidade da dureza (59 a 74%) foi explicada pela quantidade de plastificante no material. O plastificante é o componente responsável pelo comportamento viscoelástico, obtido pelo afrouxamento das ligações químicas do polímero (KALACHANDRA et al., 1993). Os plastificantes são incorporados aos reembasadores resilientes para diminuir a temperatura de transição vítrea do polímero, resultando em maior mobilidade das cadeias poliméricas e, conseqüentemente, maior flexibilidade (BROWN, 1988; GRAHAM, JONES, SUTOW, 1991). Vários métodos têm sido utilizados para mensurar a perda de plastificante e de etanol de condicionadores de tecido, tais como a cromatografia líquida (MUNKSGAARD, 2004; MUNKSGAARD, 2005), cromatografia gasosa (GRAHAM, JONES, SUTOW, 1991; WILSON, 1992) e espectrofotometria por UV-Visível (ALOUL; SHEN, 2002). Todas estas técnicas medem a quantidade de plastificante que lixiviou no meio de armazenamento em estudos *in vitro*. Graham, Jones e Sutow (1991) utilizaram cromatografia gasosa para medir indiretamente a quantidade de plastificante dos materiais testados antes e após o uso clínico, mas salientaram que somente 80% do plastificante original do material coletado pôde ser recuperado após dissolução em acetona. No presente estudo a perda do líquido plastificante foi avaliada pela análise de Espectroscopia de Infravermelho pela Transformada de Fourier e Refletância Total Atenuada, que quantificou diretamente a concentração de plastificante nas amostras dos condicionadores de tecido, sem a

necessidade de usar diluições ou outra preparação dos espécimes. Este foi o primeiro trabalho a usar a espectrofotometria de infra-vermelho para mensurar a quantidade de ftalato em condicionadores de tecido. A técnica mostrou-se simples, rápida e de fácil aplicação, o que sugere sua utilização em estudos *in situ* com outros materiais que apresentam alteração da concentração de componentes orgânicos ao longo do tempo.

Dentre os materiais estudados, o Coe-Comfort continha no *baseline* a maior quantidade de ftalato (0,104 UA) em relação ao Softone (0,76 UA) e ao Dura Conditioner (0,59 UA). Além disso, o Coe-Comfort apresentou a menor taxa de perda de plastificante no período testado, sendo que sua concentração de ftalato no terceiro dia foi de aproximadamente três quartos do *baseline*. Por outro lado, tanto o Dura Conditioner quanto o Softone apresentaram perda de mais de 50% da concentração inicial de ftalato nos primeiros três dias. Portanto, além da maior quantidade absoluta de ftalato no Coe-Comfort, o material apresentou maior retenção do plastificante em sua estrutura. Assim, este estudo sugere que a maior lixiviação de ftalato não está relacionada apenas à maior concentração absoluta inicial do plastificante no material. Estes resultados discordam do postulado por Braden e Causton (1971), que mostraram que quanto maior a concentração de etanol na composição do condicionador, maior foi a lixiviação desta substância. Isto pode ser devido às características moleculares diferentes do ftalato e do etanol, que influencia na cinética de liberação do sistema. Por exemplo, Graham, Jones e Sutow (1991) observaram maior perda de plastificante éster do Coe-Comfort quando comparado com outro material contendo plastificante com maior peso molecular.

A relação direta entre perda de plastificante do material reembasador para o meio externo em função do tempo foi relatada em estudos anteriores com diversos reembasadores resilientes disponíveis no mercado e em formulações experimentais (BRADEN, 1970a; BRADEN; CAUSTON, 1971; DURAN; POWERS; CRAIG, 1979; JONES et al., 1988; ALOUL; SHEN, 2002; MAEKAWA et al., 2004; MUNKSGAARD, 2004; MUNKSGAARD, 2005), indicando um processo controlado por difusão. A lixiviação por diferença de gradiente de difusão também explicaria o fato dos materiais apresentarem maior perda de ftalato entre o *baseline* e o terceiro dia após a inserção dos condicionadores em boca. Entre o terceiro e o sétimo dia não houve perda de ftalato estatisticamente significativa em nenhum dos materiais, mas houve redução da quantidade do plastificante ao final de 14 dias. Estes resultados estão de acordo com as instruções de uso de alguns produtos, onde os fabricantes recomendam que

os condicionadores sejam utilizados clinicamente por aproximadamente uma semana, devendo então ser substituídos por uma nova camada de material se ainda for necessária sua permanência em boca (DUMBRIGUE, 1997).

Para aumentar a longevidade clínica dos condicionadores de tecido, uma estratégia dos fabricantes seria acrescentar mais ftalato ao componente líquido da fórmula para que o material pudesse manter suas propriedades viscoelásticas por mais tempo. Entretanto, a difusão do plastificante não ocorre somente para o meio bucal, mas também para a resina acrílica rígida da base da prótese (MURATA et al., 2002) e para a mucosa bucal (GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991). Além disso, o ftalato que lixivia dos condicionadores de tecido pode ser deglutido, sendo que esta não é a única maneira pela qual os usuários das próteses têm contato com este produto. Alguns plastificantes são potencialmente tóxicos (JONES et al., 1988) ou têm atividade estrogênica (HASHIMOTO et al., 2003) e a exposição humana às diversas fórmulas que contêm ftalato poderiam ser fontes suficientes para uma possível contaminação (SCHETTLER, 2006). Assim, é necessário conhecer a concentração inicial de plastificantes na composição dos condicionadores bem como seu padrão de lixiviação para determinar a quantidade necessária de plastificante para um desempenho clínico satisfatório. Apesar de ser aceito que o ftalato é uma substância segura quando utilizado corretamente (PHTHALATE INFORMATION CENTER, 2006), aumentar a sua concentração para prolongar a resiliência dos condicionadores não parece ser a melhor alternativa, pois os efeitos do ftalato no organismo humano ainda não são bem conhecidos (MUNKSGAARD, 2004). Além disso, alguns materiais possuem outros plastificantes, tais como o benzilbenzoato e o metilsalicilato no Coe-Comfort, e também há liberação de metilmetacrilato pelos reembasadores resilientes (LEÓN, 2003), podendo ocasionar algum efeito deletério somatório ou sinérgico com o ftalato. Algumas alternativas propostas para reduzir a ingestão de ftalato liberado de condicionadores de tecido incluem o uso de substitutos como os plastificantes di-n-butil sebacato e o acetil tributil citrato (NISHIJIMA; HASHIMOTO; NAKAMURA, 2002) e a redução do tamanho das partículas do pó do condicionador, pois quanto menor for o tamanho da partícula de poli(metil metacrilato) ou de poli(etil metacrilato), menor seria a quantidade necessária de plastificante (PARKER; BRADEN, 2001). Outros pesquisadores (CASEY; SHEER, 1993; CORWIN; SAUNDERS, 1992; HAYAKAWA et al. 1997; MAEKAWA et al., 2004; MALMSTRÖM et al. 2002) sugeriram a aplicação de selantes sobre a superfície dos condicionadores de tecido, que reduziriam a

lixiviação de plastificantes e protegeriam a superfície dos materiais contra as ações degradantes do meio bucal, para prolongar sua utilização clínica.

A principal característica clínica desejada em um condicionador de tecido talvez seja a sua maciez, devendo ser a mais duradoura possível (JEPSON; McCABE; BASKER, 1995; MALMSTRÖM et al. 2002) para reduzir o trauma mecânico sobre os tecidos de suporte da prótese (HARRISON, 1981). Os condicionadores de tecido apresentam no momento inicial de inserção em boca uma maciez ótima para serem usados como amortecedores de impactos mastigatórios (NEWSOME et al., 1988), mas em poucos dias há alteração das suas propriedades viscoelásticas. No presente trabalho, à medida que o tempo aumentou, houve um aumento significativo da dureza para todos os condicionadores teciduais. Estes resultados *in situ* confirmam os achados de trabalhos anteriores *in vitro* com condicionadores de tecido e reembasadores resilientes permanentes (MAEKAWA et al., 2004; YILMAZ et al., 2004; CAL et al., 2006). Todos os condicionadores de tecido apresentaram maior aumento relativo de dureza no intervalo entre o *baseline* e o terceiro dia, correspondendo à maior perda de plastificante. Comparando-se os condicionadores, a dureza do condicionador Coe-Comfort foi significativamente menor do que nos condicionadores Dura Conditioner e Softone em todos os períodos, exceto aos 14 dias, o que também pode ser explicado pela diferença de quantidade de plastificante ftalato nos materiais ao longo do tempo.

A Mecânica dos Materiais mensura a dureza de borrachas moles por meio de um instrumento específico: o Durômetro Shore A. Pode-se considerar que os condicionadores de tecido apresentam um comportamento resiliente similar ao das borrachas moles; assim, sua dureza pode ser mensurada por este aparelho como realizado em estudos anteriores com reembasadores resilientes (DOOTZ; KORAN; CRAIG, 1992; DOOTZ; KORAN; CRAIG, 1993; NEVES, 1996; YOELI; MILLER; ZELTSER, 1996; YILMAZ et al., 2004; CAL et al., 2006). Neste estudo foi utilizado o durômetro Shore A pela sua praticidade de uso e por possuir uma extremidade ativa para mensuração com 1 mm de diâmetro, o que foi necessário devido ao diâmetro dos corpos-de-prova (4 mm). Dentro do protocolo deste estudo, o durômetro Shore A mostrou-se ser eficaz nas mensurações de amostras resilientes de tamanho reduzido.

As superfícies dos condicionadores de tecidos no dia da inserção *in situ*, observadas nas imagens do MEV com aumento de 50 X são semelhantes às encontradas por Loney, Price e Murphy (2000) feitas com aumento de 60 X. No *baseline*, os materiais apresentaram uma

topografia semelhante, sendo que o Coe-Comfort e o Softone pareceram estar ligeiramente mais lisos quando comparados com o Dura Conditioner. A rugosidade superficial dos materiais resilientes pode ser mensurada por meio de aparelho rugosímetro como realizado *in vitro* por Jin et al. (2003), mas devido ao tamanho reduzido dos corpos-de-prova deste estudo, optou-se por utilizar o MEV como meio auxiliar de observação qualitativa da degradação superficial dos condicionadores de tecido.

A lisura superficial dos três materiais foi alterada ao longo do tempo, o que pode ser verificado pela seqüência de imagens do MEV. A visualização das diferenças de lisura superficial mais significativas ocorreu entre o terceiro e o sétimo dias, sendo que o condicionador Dura Conditioner apresentou maior integridade superficial que o Coe-Comfort e o Softone. Malmström et al. (2002) também observaram deterioração da integridade superficial do Coe-Comfort após 7 dias de uso clínico, mas não foram testados outros materiais para comparação da degradação superficial em imagens de MEV. Isto sugere que a degradação superficial com modificação visível da microtextura não ocorre imediatamente após a perda de plastificante pois a maior perda de ftalato ocorreu entre o *baseline* e o dia 3. Já no dia 14, as imagens da superfície de todos os materiais mostraram um padrão similar de textura superficial. No presente estudo, a semelhança entre as imagens do Coe-Comfort e do Softone pode ser explicada pela composição química do pó, pois ambos os materiais possuem polímeros de etil metacrilato. Já o Dura Conditioner apresenta copolímero de metil metacrilato. Esta similaridade de imagens do Coe-Comfort e do Softone não é paralela aos resultados de perda de plastificante e de aumento de dureza, uma vez que o Coe-Comfort apresentou comportamento distinto dos demais. Isto reforça a idéia que a saída de plastificante do material não seria o fator responsável direto e imediato pela degradação superficial dos condicionadores de tecido testados. Entretanto, com a perda de plastificante ftalato, a absorção de água aumenta (KALACHANDRA; TURNER, 1989) favorecendo a degradação hidrolítica e a solubilidade do polímero.

Algumas limitações deste estudo referem-se à simulação do uso dos materiais testados. Os condicionadores de tecido foram avaliados sem desempenhar sua função primária como coxim amortecedor de forças entre área de suporte e base da prótese. Além disso, os sujeitos do estudo apresentavam uma mucosa de suporte saudável sem as alterações clínicas que indicariam o uso de condicionadores de tecido. Entretanto, este estudo foi realizado *in situ*, ou seja, no ambiente onde os materiais condicionadores de tecido são utilizados: a boca. O

objetivo do delineamento do estudo foi utilizar um ambiente específico que apresentasse as mesmas condições para os três materiais, quer seja de grau de umidade, da composição e fluxo da saliva, do tipo de higienização, da dieta alimentar ou de variações térmicas. Desta forma as variáveis de confusão foram limitadas, pois os três materiais seriam afetados igualmente pelo ambiente, no mesmo espaço de tempo. Não foi encontrado na literatura outro trabalho com o mesmo desenho, para que fosse possível comparar os resultados de forma direta. Graham, Jones e Sutow (1991), Casey e Sheer (1993), Hayakawa et al. (1997) e Malmström (2002) realizaram estudos *in vivo* com condicionadores, com uma amostra constituída por 10 pacientes ou menos. No presente estudo, a amostra foi reduzida a nove sujeitos devido à dificuldade de seleção de pacientes com os critérios de elegibilidade e da assiduidade às sessões de coleta de dados, mas os resultados possibilitaram confirmar as hipóteses de trabalho e demonstrar a eficácia da metodologia.

## 7 CONCLUSÕES

Os resultados sugerem que

- Todos os condicionadores de tecido testados apresentaram redução da quantidade de plastificante ftalato e aumento da dureza ao longo do tempo do estudo.
- O comportamento geral de degradação dos condicionadores de tecido testados é similar mas o padrão de lixiviação de ftalato e de aumento de dureza é específico para cada material. No período estudado o condicionador Coe-Comfort apresentou um melhor comportamento clínico em relação ao Dura Conditioner e ao Softone, os quais foram semelhantes entre si.
- As maiores alterações de concentração de ftalato e de dureza Shore A dos condicionadores de tecido estudados ocorrem nos primeiros três dias de uso clínico.
- A quantidade de plastificante no material está inversamente relacionada com a dureza dos condicionadores de tecido.

## REFERÊNCIAS\*

ABE, Y. et al. Effect of saliva on an antimicrobial tissue conditioner containing silver-zeolite. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 31, n. 6, p. 568-573, June 2004.

ALOUL, R. K.; SHEN, C. The influence of plasticizer loss on the viscoelasticity of temporary soft liners. **Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, v.11, n. 4, p. 254-262, Dec. 2002.

ANUSAVICE, K. J. Denture base resins: Technical considerations and processing techniques. In: \_\_\_\_\_. **Phillips' Science of Dental Materials**, 10 ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1996, cap. 11, p. 237-271.

BRADEN, M. Tissue conditioners: I. Composition and structure. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 49, n. 1, p. 145-148, Jan./Feb. 1970a.

\_\_\_\_\_. Tissue conditioners: II. Rheologic properties. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 49, n. 3, p. 496-501, May/June 1970b.

BRADEN, M.; CAUSTON, B. E. Tissue conditioners: III. Water immersion characteristics. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 50, n. 6, p. 1544-1547, Nov./Dec. 1971.

BROWN, D. Resilient soft liners and tissue conditioners. **British Dental Journal**, London, v. 164, n. 1, p. 357-360, 1988.

CAL, E. et al. Comparison of the hardness and microbiologic adherence of four permanent denture soft liners. **General Dentistry**, Chicago, v. 54, n. 1, p. 28-32, Jan./Feb. 2006.

CASEY, D. M.; SHEER, E. C. Surface treatment of a temporary soft liner for increased longevity. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 69, n. 3, p. 318-324, Mar. 1993.

CHOW, C.K.; MATEAR, D.W.; LAWRENCE, H.P. Efficacy of antifungal agents in tissue conditioners in treating candidiasis. **Gerodontology**, Mount Desert, v. 16, n. 2, p. 110-118, Dec. 1999.

CORWIN, J. O.; SAUNDERS, T. R. Temporary soft liners: a modified curing technique to extend liner longevity. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 68, n. 4, p. 714-715, Oct. 1992.

DOOTZ, E. R.; KORAN, A.; CRAIG, R. G. Comparison of the physical properties of 11 soft denture liners. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 67, n. 5, p. 707-712, Nov. 1992.

---

\* De acordo com Modelo de Referências Elaborado pela Biblioteca Central Irmão José Otão, segundo a NBR 6023. Apresentação: ago. 2002.

- DOOTZ, E. R.; KORAN, A.; CRAIG, R. G. Physical property comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 69, n. 1, p. 114-119, Jan. 1993.
- DUMBRIGUE, H. B. Facilitating the removal of tissue conditioner from the denture intaglio. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 128, n. 12, p. 1707, Dec. 1997.
- DURAN, R. L.; POWERS, J.M.; CRAIG, R.G. Viscoelastic and dynamic properties of soft liners and tissue conditioners. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 58, n. 8, p. 1801-1807, Aug. 1979.
- GRAHAM, B. S.; JONES, D. W.; SUTOW, E. J. An in vivo and in vitro study of the loss of plasticizer from soft polymer-gel materials. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 70, n. 5, p. 870-873, May 1991.
- GRONET, P. M.; DRISCOLL, C. F.; HONDRUM, S. O. Resiliency of surface-sealed temporary soft denture liners. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 77, n. 4, p. 370-374, Apr. 1997.
- HARRISON, A. Temporary soft lining materials: a review of their uses. **British Dental Journal**, London, v. 151, n. 12, p. 419-422, Dec. 1981.
- HASHIMOTO, Y. et al. Estrogenic activity of tissue conditioners in vitro. **Dental Materials**, Washington, v. 19, n. 4, p. 341-346, June 2003.
- HAYAKAWA, I. et al. The effect of fluorinated copolymer coating agent on tissue conditioners. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 44-48, Jan./Feb. 1997.
- JEPSON, N. J. A.; McCabe, J. F.; BASKER, R. M. A new temporary soft lining material. **Journal of Dentistry**, v. 23, n. 2, p. 123-126, Apr. 1995.
- JEPSON, N.J.; MCGILL, J.T.; MCCABE, J.F. Influence of dietary simulating solvents on the viscoelasticity of temporary soft lining materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 83, n. 1, p. 25-31, Jan. 2000.
- JIN, C. et al. Changes in surface roughness and colour stability of soft denture lining materials caused by denture cleansers. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 30, n. 2, p. 125-130, Feb. 2003.
- JONES, D. W. et al. Influence of plasticizer on soft polymer gelation. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 65, n. 5, p. 634-642, May 1986.
- JONES, D. W. et al. Dental soft polymers: plasticizer composition and leachability. **Dental Materials**, Washington, v. 4, n. 1, p. 1-7, Feb. 1988.
- KALACHANDRA, S.; TURNER, D. T. Water sorption of plasticized denture acrylic lining materials. **Dental Materials**, Washington, v. 5, n. 3, p. 161-164, May 1989.

KALACHANDRA, S. et al. Influence of dibutyl phthalate on the mechanical, thermal, and relaxation behavior of poly(methyl methacrylate) for denture-base soft liners. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, New York, v. 4, n. 5, p. 509-514, Sept. 1993.

KAWANO, F. et al. The influence of soft lining materials on pressure distribution. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 65, n. 4, p. 567-575, Apr. 1991.

KAWANO, F., et al. Sorption and solubility of 12 soft denture liners. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 72, n. 4, p. 393-398, Oct. 1994.

KULAK, Y.; KAZAZOGLU, E. In vivo and in vitro study of fungal presence and growth on three tissue conditioning materials on implant supported complete denture wearers. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 25, n. 2, p. 135-138, Feb. 1998.

LEÓN, B. L. T. **Avaliação de propriedades físico-químicas de reembasadores resilientes polimerizados por diferentes métodos**. 2003. 140 f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Piracicaba, 2003.

LONEY, R. W.; PRICE, R.B.; MURPHY, D.G. The effect of polishing on surface roughness of tissue conditioners. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.13, n. 3, p. 209-213, May/June 2000.

MAEKAWA, L. E. et al. Avaliação in vitro da alteração na resiliência de dois condicionadores de tecido, em diferentes intervalos de tempo. **Revista da Faculdade Odontologia de Araçatuba**, Araçatuba, v. 25 n. 2, p. 51-56, jul./dez. 2004.

MALMSTRÖM, H. S. et al. The effect of two different coatings on the surface integrity and softness of a tissue conditioner. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 87, n. 2, p. 153-157, Feb. 2002.

MUNKSGAARD, E. C. Leaching of plasticizers from temporary dentures soft lining materials. **European Journal of Oral Sciences**, Copenhagen, v. 112, n. 1, p. 101-104, Feb. 2004.

MUNKSGAARD, E. C. Plasticizers in denture soft-lining materials: leaching and biodegradation. **European Journal of Oral Sciences**, Copenhagen, v. 113, n. 2, p. 166-169, Apr. 2005.

MURATA, H. et al. Effect of addition of ethyl alcohol on gelation and viscoelasticity of tissue conditioners. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 28, n. 1 p. 48-54, Jan. 2001a.

MURATA, H. et al. Dimensional stability and weight changes of tissue conditioners. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 28, n. 10 p. 918-923, Oct. 2001b.

MURATA, H. et al. Effect of tissue conditioners on the dynamic viscoelastic properties of a heat-polymerized denture base. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 88, n. 4, p. 409-414, Oct. 2002.

MURATA, H. et al. Viscoelasticity of Dental Tissue Conditioners during the Sol-gel Transition. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 84, n. 4, p. 376-381, Apr. 2005.

NEVES, F. D. **Estudo de resinas acrílicas utilizadas como materiais condicionadores de tecidos e reembasadores macios**. 1996. 125 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1996.

NEWSOME, P. R. H. et al. The softness and initial flow of temporary soft lining materials. **Acta Odontologica Scandinavica**, Oslo, v. 46, n. 1, p. 9-17, Feb. 1988.

NIKAWA, H. Biofilm formation of *Candida albicans* on the surfaces of deteriorated soft denture lining materials caused by denture cleansers in vitro. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 30, n.3 p. 243-250, Mar. 2003.

NISHIJIMA, M.; HASHIMOTO, Y.; NAKAMURA, M. Cytocompatibility of new phthalate ester-free tissue conditioners in vitro. **Dental Materials Journal**, Tokyo, vol. 21, n. 2. p. 118-132, Jun. 2002.

PARK, S. K. et al. Changes in properties of short-term-use soft liners after thermocycling. **Journal of Oral Rehabilitation**., Oxford, v. 31, n. 7, p. 717-724, July 2004.

PARKER, S.; BRADEN, M. The effect of particle size on the gelation of tissue conditioners. **Biomaterials**, Guildford, v. 22, n. 14 p. 2039-2042, June 2001.

PHthalate INFORMATION CENTER: Phthalate and health, American Chemistry Council, Arlington, VA, USA, 2006. Disponível em: <<http://www.phthalates.org>>. Acesso em: 18 nov. 2006.

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL. Biblioteca Central Irmão José Otão. **Orientações para apresentação de citações em documentos segundo a NBR 10520**. Apresentação: ago. 2002. Disponível em: <<http://www.pucrs.br/biblioteca/citacoes.htm>>. Acesso em: 17 nov. 2006

\_\_\_\_\_. Biblioteca Central Irmão José Otão **Modelo para apresentação de trabalhos acadêmicos, teses e dissertações segundo a NBR 14724**. Trabalhos acadêmicos - Apresentação: dez. 2005. Disponível em: <<http://www.pucrs.br/biblioteca/guia-trab.htm>>. Acesso em 17 nov. 2006

\_\_\_\_\_. Biblioteca Central Irmão José Otão. **Modelo de Referências Elaborado pela Biblioteca Central Irmão José Otão, segundo a NBR 6023**. Apresentação: ago. 2002 Disponível em: <<http://www.pucrs.br/biblioteca/modelo.htm>>. Acesso em: 17 nov. 2006.

SCHETTLER, T. Human exposure to phthalates via consumer products. **International Journal of Andrology**, Copenhagen, v. 29, n. 1, p. 134-139, Feb. 2006.

TAGUCHI, N. et al. Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 28, n. 11, p. 1003-1008, Nov. 2001.

WILSON, J. In vitro loss of alcohol from tissue conditioners. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 5, n. 1, p. 17-21, Jan./Feb. 1992.

YILMAZ, H. et al. Effects of different disinfectants on physical properties of four temporary soft denture-liner materials. **Quintessence International**, Hanover Park, v. 35, n. 10, p. 826-34, Nov./Dec. 2004.

YOELI, Z.; MILLER, V.; ZELTSER, C. Consistency and softness of soft liners. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 75, n. 4, p. 412-418, Apr. 1996.

**APÊNDICE A****FACULDADE DE ODONTOLOGIA – PUCRS****Termo de Consentimento Livre e Esclarecido: Análise *in situ* da degradação de condicionadores de tecido em usuários de prótese total**

Convidamos você a participar de uma pesquisa para estudar a degradação de quatro materiais macios de forro para dentaduras. Se você decidir participar desta pesquisa, nós realizaremos alguns procedimentos na sua dentadura antiga, sem prejudica-la. As sessões acontecerão durante seu atendimento na clínica de prótese total da Faculdade de Odontologia da PUCRS. Nós faremos quatro pequenas canaletas na sua dentadura antiga, no lado de dentro e preencheremos com um material macio de forro para dentaduras. Em cada vez que você voltar para a PUC, nós vamos remover um pedacinho deste material macio, logo em seguida preenchendo com um material igual ao de cor rosa de sua dentadura. Vamos fazer este procedimento por 4 visitas. Na última visita sua dentadura antiga vai estar novamente toda com o mesmo material rosa.

Tudo que aprendermos sobre você nesta pesquisa será confidencial. Se publicarmos os resultados da pesquisa em uma revista ou livro, você não será identificado. Sua decisão de participar do estudo é voluntária e você é livre para escolher não participar do estudo ou parar a qualquer momento. Caso você escolha não participar ou parar os testes, isto não afetará qualquer futuro atendimento na Faculdade de Odontologia da PUCRS, bem como não haverá nenhuma vantagem, restrição de atividades ou sanção nesta unidade.

Se você tiver alguma pergunta ou dúvida agora, sinta-se à vontade para perguntar. Se você tiver perguntas adicionais mais tarde sobre este estudo, a Profa. Rosemary Shinkai poderá ser contactada no telefone 3220-3538, ou a Profa. Nilza Pereira da Costa poderá ser contactada no telefone 3220-3538, durante o horário comercial. Nós lhe daremos uma cópia assinada deste formulário. Sua assinatura indica que você decidiu participar desta pesquisa e que você leu e entendeu as informações dadas acima e explicadas a você.

---

 Assinatura do participante

---

 Assinatura da testemunha

---

 Assinatura da pessoa obtendo o consentimento

---

 Data

---

 /  
 Hora

---

 Nome e cargo da pessoa obtendo o consentimento

## APÊNDICE B – Tabelas de Análise Estatística

Tabela da Análise de Variância em medidas repetidas (realizado através do GLM do software SPSS versão 13.0).

### Quantidade de Plastificante

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Condicionador	2	5,366	0,006
Tempo	3	86,430	<0,001
Condicionador*Tempo	6	0,984	0,441

Tabela da Análise de Variância em medidas repetidas (realizado através do Proc Mixed do software SAS versão 9.1 -Type 3 Tests of Fixed Effects).

### Dureza

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Condicionador	2	47,42	<0,001
Tempo	3	756,72	<0,001
Condicionador*Tempo	6	3,89	0,001

Tabela da Análise de Variância em medidas repetidas (realizado através do Proc Mixed do software SAS versão 9.1 -Type 3 Tests of Fixed Effects)

### Dureza, considerando a diferença em relação ao tempo zero

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Condicionador	2	4,31	0,017
Tempo	2	137,45	<0,001
Condicionador*Tempo	4	3,95	0,006

### Regressão linear simples - Coe-Comfort

<i>Estatística de regressão</i>	
R múltiplo	0,860791
R-Quadrado	0,740961
R-quadrado ajustado	0,733342
Erro padrão	6,244246
Observações	36

#### ANOVA

	<i>gl</i>	<i>SQ</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>F de significação</i>
Regressão	1	3792,007	3792,007	97,25438	1,66E-11
Resíduo	34	1325,68	38,9906		
Total	35	5117,688			

	<i>Coefficientes</i>	<i>Erro padrão</i>	<i>Stat t</i>	<i>valor-P</i>	<i>95% inferiores</i>	<i>95% superiores</i>	<i>Inferior 95,0%</i>	<i>Superior 95,0%</i>
Interseção	40,18498	2,337701	17,18996	2,44E-18	35,4342	44,93576	35,4342	44,93576
Ftalato	-326,678	33,1257	-9,86176	1,66E-11	-393,997	-259,358	-393,997	-259,358

### Regressão linear simples - Duraconditioner

<i>Estatística de regressão</i>	
R múltiplo	0,768557
R-Quadrado	0,59068
R-quadrado ajustado	0,578641
Erro padrão	7,008377
Observações	36

#### ANOVA

	<i>gl</i>	<i>SQ</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>F de significação</i>
Regressão	1	2409,92	2409,92	49,06453	4,41E-08
Resíduo	34	1669,99	49,11735		
Total	35	4079,91			

	<i>Coefficientes</i>	<i>Erro padrão</i>	<i>Stat t</i>	<i>valor-P</i>	<i>95% inferiores</i>	<i>95% superiores</i>	<i>Inferior 95,0%</i>	<i>Superior 95,0%</i>
Interseção	35,55935	1,896109	18,75385	1,66E-19	31,70599	39,41271	31,70599	39,41271
Ftalato	-372,871	53,23218	-7,00461	4,41E-08	-481,051	-264,69	-481,051	-264,69

## Regressão linear simples - Softone

<i>Estatística de regressão</i>	
R múltiplo	0,823061
R-Quadrado	0,67743
R-quadrado ajustado	0,667942
Erro padrão	6,315211
Observações	36

### ANOVA

	<i>gl</i>	<i>SQ</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>F de significação</i>
Regressão	1	2847,703	2847,703	71,40342	7,22E-10
Resíduo	34	1355,984	39,88189		
Total	35	4203,688			

	<i>Coefficientes</i>	<i>Erro padrão</i>	<i>Stat t</i>	<i>valor-P</i>	<i>95% inferiores</i>	<i>95% superiores</i>	<i>Inferior 95,0%</i>	<i>Superior 95,0%</i>
Interseção	34,63882	1,721754	20,11833	1,85E-20	31,13979	38,13784	31,13979	38,13784
Ftalato	-313,467	37,09645	-8,45005	7,22E-10	-388,856	-238,078	-388,856	-238,078



*Comissão Científica e de Ética  
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 09 de setembro de 2005

**O Projeto de: Tese**

**Protocolado sob nº:** 0079/05

**Intitulado:** *Degradação de condicionadores teciduais em próteses totais: estudo in situ*

**do(a) aluno(a):** *Rogério Brasiliense Elsemann*

**Programa de:** *Odontologia*

**do curso de:** *Prótese Dentária*

**Nível:** *Doutorado*

**Orientado pelo(a):** *Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai*

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 02 de setembro de 2005.

*Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS*

**Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS

## ANEXO B – Registro no SISNEP

Andamento do projeto - CAAE - 1418.0.002.000-05				
<b>Título do Projeto de Pesquisa</b> Degradação de condicionadores teciduais em próteses totais: estudo in situ				
<b>Situação</b>	<b>Data Inicial no CEP</b>	<b>Data Final no CEP</b>	<b>Data Inicial na CONEP</b>	<b>Data Final na CONEP</b>
Aprovado no CEP	05/10/2005 08:29:25	10/01/2006 11:34:48		
<b>Descrição</b>	<b>Data</b>	<b>Documento</b>	<b>Nº do Doc</b>	<b>Origem</b>
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	26/09/2005 17:11:10	Folha de Rosto	FR-72409	Pesquisador
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	05/10/2005 08:29:25	Folha de Rosto	1418.0.002.000-05	CEP
3 - Protocolo Aprovado no CEP	10/01/2006 11:34:47	Folha de Rosto	1131/05-CEP	CEP