UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

JANAINA GOMES MACIEL

**Padronização da metodologia para análise de sorção de água e
solubilidade de materiais resilientes temporários para
base de prótese**

BAURU
2016

JANAINA GOMES MACIEL

**Padronização da metodologia para análise de sorção de água e
solubilidade de materiais resilientes temporários para
base de prótese**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas Aplicadas, área de concentração Reabilitação Oral.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Karin Hermana Neppelenbroek

BAURU
2016

Maciel, Janaina Gomes

M,187p Padronização da metodologia para análise de sorção de água e solubilidade de materiais resilientes temporários para base de prótese /Janaina Gomes Maciel. – Bauru, 2016.

105 p. : il. ; 31cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Karin Hermana Neppelenbroek

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura: _____

Data:

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho às pessoas que fizeram parte desses 6 maravilhosos anos da minha vida na FOB, pessoas que estiveram ao meu lado transmitindo fé, amor, alegria, determinação, paciência, e coragem. Aos meus pais Paulino e Ruth que sempre se esforçaram para que pudesse seguir meus sonhos e ainda formaram os fundamentos do meu caráter. Aos meus irmãos Adalberto, Luciano e Hélida que sempre foram exemplos para eu seguir. Dedico principalmente a Deus que me iluminou estes anos e sempre colocou pessoas maravilhosas no meu caminho.

Dedico este trabalho aos meus colegas da turma XLIX : Brow, Cachaça, Cecê, Gabi Ronaldo, Maço, Mene, Salsa, Sifi, Sukita, Fia, Trulli e Xena.

Dedico ainda este trabalho à 10 maravilhosas meninas que conheci há 2 anos, que mudaram minha vida e se tornaram essenciais para a finalização desta tese.

Dedico ainda este trabalho as meninas da panela do sol, que se tornaram companheiras e amigas para todas as horas.

AGRADECIMENTOS

À maravilhosa pessoa e excelente professora e orientadora Dr^a Karin Hermana Neppelenbroek.

À toda minha família e por todo amor que sempre me deram.

Agradeço à Jozely Melo que me ensinou muito, à Andrea (ET), Cindy, Ju Hotta, Verena Cunha, Gustavo (Poo), Sarna, Ilana e Teresa que foram verdadeiros amigos e companheiros e à Carol e Giu que foram essenciais na evolução deste trabalho.

Agradeço à minha irmã Hélida que sempre me incentivou a ser melhor e ao meu cunhado Bruno que sempre forneceu assistência técnica quando precisei, salvando várias vezes todo o meu trabalho.

Agradeço à Luciana Maciel e Luan M. Maciel pela amizade e companheirismo de sempre.

Agradeço aos meus amigos da Turma XLIX, e principalmente aos meus amores: Brow, Cachaça, Cecê, Gabi Ronaldo, Maço, Mene, Salsa, Sifi, Sukita, Fia, Trulli e Xena.

Agradeço à Thais (Ema) por sempre estar pronta a aceitar meus convites para comer e engordar comigo, por ser uma amiga especial que está sempre ao meu lado e por ser um anjo em minha vida, à Gabi (Treta) por ser minha força nos momentos de fraqueza, por ser sempre honesta e verdadeira e ter um coração puro e repleto de amor, à Valquíria (Virge) por ser doce e companheira e acreditar em mim, à Amanda (Katy) por ser verdadeira e me dar broncas nas melhores horas, à Fernanda (Mena) por ter o espírito mais evoluído que convivi, por ser doce e amiga e pelo apoio incondicional, à Thainara (Meg) pelo apoio e pela amizade verdadeira, por me mostrar como acreditar em mim, à Juliana (Çula) pela amizade e a sinceridade, à Gabi (Piai) por sempre topa os programas mais diferentes e me acolher quando eu precisei, à Melissa (Nite) por ser uma pessoa especial na minha vida, por estar ao meu lado, me escutar e acalmar meu coração, à Leticia (Doca) por ser um pequeno anjo de ternura e sempre dar o melhor de si para suas amigas e ser

simplesmente especial e finalmente à Natasha (Miss) um anjo que apareceu na minha vida e me faz bem todos dias com palavras simples, me faz rir em todas as situações e por fazer brincadeiras que mudam meu dia.

Agradeço à Giovana (Fia), que sempre esteve ao meu lado me ensinou muito e sempre foi uma companheira para todos os momentos.

Agradeço as turmas L,LI,LII,LIII e LIV, com quem pude aprender muito durante os momentos de clínica e laboratórios, em especial, aos queridos alunos Marcelo Battistetti, Peru, Sutra, Kaká, Eja, Rubi, Vett, Thor, Afro, Txutxu, Pombo, Siri, Renan Moraes, Chaves, 1002, Lepra, Naga, Papi, Sax, Lucky, Perdigão, Palmas, Mike, Bob, Tapioca, Trina, Tek, D4, Mima, Kaiser, Maju, Hash, Dinda e Titan.

Agradeço aos meus queridos amigos Gomo, Maranhão, Vase, Denise, Jussaro, Rafa, Fran, Bruno Piazza, Herpes, Piquet, Brunna, Henrique, Camila, Ernesto, Dyna, Samira, Ana Paula, Leadiane, Jéssica, Cris, Camila Machado, Martha Fernanda, Mariana Moraes, Lucas Moscardin, Bruno Nardo, Yasmin e Beatriz.

Agradeço aos pacientes que atendi durante os 6 anos que trabalhei nesta Instituição, pois foram eles que mais me ajudaram em minha formação.

“Dizem que amigos verdadeiros podem passar longos períodos sem se falar e jamais questionar a amizade. Quando eles se encontram, independentemente do tempo e da distância, parece que se viram ontem, e nunca guardam mágoas ou rancor. Entendem que a vida é corrida, mas que você os amará PARA SEMPRE.”

Autor desconhecido

“Quem tem um amigo, mesmo que um só, não importa onde se encontre, jamais sofrerá de solidão; poderá morrer de saudades, mas não estará só.”

Amyr Klink

“A gente não faz amigos, reconhece-os.”

Vinícius de Moraes

À Faculdade de Odontologia de Bauru, na pessoa de sua Diretora, **Profª Drª Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado** pelo apoio e oportunidade desta conquista.

Aos professores da Faculdade de Odontologia de Bauru, especialmente aos professores do Departamento de Prótese, **Prof. Dr. Accácio Lins do Valle, Prof.ª Dr.ª Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida, Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Prof. Dr. Estevam Bonfante, Prof. Dr. Gerson Bonfante, Prof. Dr. José Henrique Rubo, Prof.ª Dr.ª Lucimar Falavinha Vieira, Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira, Prof. Dr. Pedro César Garcia de Oliveira, Prof. Dr. Renato de Freitas, Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho, Prof.ª Dr.ª Simone Soares, Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto, Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela.** Obrigada pelos conhecimentos científicos e pessoais compartilhados.

À **Prof.ª Dr.ª Lucimar Falavinha** por toda ajuda e dedicação e por ser fonte de conhecimento inesgotável.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Bauru principalmente à **Ivânia, Cláudia, Cleide, Reivanildo, Marcelo, Alegria, Ana Sílvia, Déborah, Ziley e Val** pela boa convivência, amizade e por sempre se mostrarem disponíveis a ajudar quando precisei. Agradeço especialmente à **Cleide, Reivanildo, Débora, Ziley e Val** pela amizade e por todos os bons momentos juntos.

Às funcionárias da clínica de Pós-Graduação **Hebe e Cleusa** por tornarem minhas manhãs e tardes tão agradáveis. É um luxo poder partilhar momentos com vocês.

Aos Funcionários da FOB que são excepcionais e trabalham com sorriso no rosto e sempre estiveram ao meu lado quando precisei.

A **Deus** por me dar força, coragem e por todas as coisas boas que vivi.

A todos que de uma forma ou de outra dividiram essa experiência comigo, me apoiando e acreditando que seria possível.

Obrigada.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Agradeço à **Prof.^a Dr.^a Karin Hermana Neppelenbroek** por tudo que me ensinou, pelo apoio, conselhos, pela confiança e, principalmente, pela amizade. Só tenho a agradecer por ter me orientado durante esta fase.

Obrigada por me acolher na Iniciação Científica e me conduzir da melhor maneira sempre, obrigada por ouvir minhas ideias, pelo convívio e a liberdade de poder expor meus anseios, por transformar cada conversa em uma aula de vida.

Obrigada por todas as conversas, por ouvir minhas músicas péssimas, por se tornar uma baleia gorda junto comigo, pelos dias trabalhados em seu memorial, que ficarão sempre na minha lembrança, dias de muito trabalho mas de muita alegria e companheirismo.

Obrigada por ser essa pessoa incrível e, por ser de longe, a melhor professora que já conheci, por dar mil por cento de você em cada trabalho que você execute, por ser tão dedicada e ter tanto amor à profissão e ensinar isso para seus alunos, por lidar com os pacientes de jeito todo carinhoso e com muito respeito, e acima de tudo por ser você em tudo o que faz.

Agradeço de coração pela paciência, companheirismo, amizade e dedicação que teve em me ensinar não apenas como ser uma profissional melhor, mas também a ser uma pessoa melhor. Todos os dias em que trabalhamos juntas foi um aprendizado que levarei para o resto da minha vida. Obrigada por acreditar em minhas ideias. Lembro-me de quando começamos com o MOODLE...era algo simples e hoje se tornou um trabalho de grande alcance que cada vez mais se aperfeiçoa.

Agradeço a Deus por ter colocado você em minha vida. Tenho muito orgulho de fazer parte do seu grupo.

Deixo aqui a minha gratidão!

“Faça o melhor que puder e faça-o de acordo com seu padrão interior próprio (ou consciência, se assim preferir), não para o conhecimento e avaliação de seus atos pela sociedade. "Fazer o melhor" é apenas uma frase de poucas palavras, mas significa que, em todas as ocasiões de nossa vida diária, precisamos manter nossa mente sob controle, para mais tarde não nos arrependermos de nossos erros, mesmo que os outros nada saibam a respeito. Agindo assim, estaremos fazendo o melhor.”

"Toda tarefa, por mais nobre que seja, está destinada a enfrentar problemas e obstáculos. É importante avaliar por completo a finalidade a que nos propomos e quais são os fatores que determinam a nossa conduta. É importante que a pessoa seja verdadeira, honesta e sensata. Suas ações devem ser tão boas para os outros quanto para si própria."

Dalai Lama (Livro 'Palavras de Sabedoria')

RESUMO

Não existem normas internacionais que determinem limites aceitáveis de sorção de água e solubilidade para os materiais resilientes temporários para base de prótese, além de haver divergências metodológicas nos estudos. Objetivou-se avaliar de forma padronizada essas propriedades físicas para materiais macios de curta duração ao longo de sua vida útil. Corpos de prova (50mm x 0,5mm/ ISO-10139-2) de 7 condicionadores teciduais (Coe-Comfort-CC, Softone-ST, Rite-Line-RL, Dura Conditioner-DC, Hydro-Cast-HC, Dentusoft-DS e Visco-gel-VG) e 2 reembasadores resilientes temporários (Trusoft-TS e Coe-Soft-CS) foram individualmente confeccionados e submetidos à dessorção até estabilização das massas. Então, foram imersos em água destilada a 37°C por 3, 5, 7 ou 14 dias (n=10) para depois serem pesados, dessecados e pesados novamente. Os dados foram obtidos em porcentagens de sorção/solubilidade e analisados estatisticamente por ANOVA 2 fatores e teste de Tukey HSD ($\alpha=0,05$). Em todos os períodos, VG (12,06 $\pm$ 0,93 a 16,62 $\pm$ 0,87%) apresentou a maior sorção de água dentre os materiais testados, sendo as menores porcentagens observadas para CC (2,23 $\pm$ 0,53 a 2,99 $\pm$ 0,49%) ($P<0,05$). CC, CS e TS não apresentaram alteração significativa da sorção de água ao longo de 14 dias ($P>0,05$). Já os demais materiais exibiram um aumento significativo da sorção de água entre os períodos de 7 e 14 dias ($P<0,05$). Para a solubilidade, valores médios inferiores e estatisticamente semelhantes foram apresentados pelos materiais DC, HC, DS, TS, RT e CS (0,28 $\pm$ 0,30 a 2,13 $\pm$ 0,23%) ($P>0,05$). ST (4,09 $\pm$ 1,60 a 8,80 $\pm$ 1,15%) demonstrou maior solubilidade que CC (1,89 $\pm$ 0,30 a 3,35 $\pm$ 0,70%), mas os mais altos valores percentuais dentre os materiais testados foram observados para VG (20,30 $\pm$ 4,26 a 23,59 $\pm$ 20,24%) ($P<0,05$). CC, DC, DS, HC, RT, TS e CS não apresentaram alterações na solubilidade percentual média ao longo dos 14 dias de avaliação. Já os condicionadores teciduais VG e ST exibiram aumento dos valores médios apenas aos 14 dias de imersão em água. Conclui-se que, ao longo da vida útil média de um condicionador tecidual (7 dias), os materiais CC, DC, HC, DS, RL, CS e TS apresentaram comportamento in vitro satisfatório em relação à sorção de água e solubilidade. De acordo com os resultados obtidos, os materiais CC, TS e CS foram considerados os mais indicados dentre os testados para reembasamento de próteses em até 14 dias.

Palavras-chave*: Reembasadores de Dentadura; Solubilidade; Absorção.

*Em acordo com os Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) disponível no domínio <http://decs.bvs.br>

ABSTRACT

Standardization of methodology for water sorption and solubility analysis of temporary resilient denture liners

There are no international standards that determine acceptable limits of water sorption and solubility for the temporary resilient liners, besides the differences in the methodology of the studies. It was aimed to evaluate in a standardized manner these physical properties of short-term soft materials throughout their lifespan. Specimens (50mm x 0.5mm/ ISO-10139-2) of 7 tissue conditioners (Coe-Comfort-CC, Softone-ST, Rite-Line-RL, Dura Conditioner-DC, Hydrocast-HC, Dentusoft-DS and Visco-gel-VG) and 2 temporary resilient liner (Trusoft-TS e Coe-Soft-CS) were individually prepared and submitted to desorption until mass stabilization. Afterwards, they were immersed in distilled water at 37°C for 3, 5, 7, or 14 days (n=10) to then be weighed, dried and reweighed. The data were obtained in percentages of sorption/solubility and statistically analyzed by 2-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha=0.05$). In all periods, VG (12.06 $\pm$ 0.93 to 16.62 $\pm$ 0.87%) showed the highest water sorption among the tested materials, with the lowest percentages observed for CC (2.23 $\pm$ 0.53 to 2.99 $\pm$ 0.49%) ($P<0.05$). CC, CS and TS showed no significant changes in water sorption over 14 days ($P>0.05$). The other materials exhibited a significant increase in water sorption between the periods of 7 and 14 days ($P<0.05$). For the solubility, lower (and statistically similar to each other) values were presented by DC, HC, DS, TS, RT, and CS materials (0.28 $\pm$ 0.30 to 2.13 $\pm$ 0.23%) ($P>0.05$). ST (4.09 $\pm$ 1.60 to 8.80 $\pm$ 1.15%) showed higher solubility than CC (1.89 $\pm$ 0.30 to 3.35 $\pm$ 0,70%), but the highest percentages among tested materials were observed for VG (20.30 $\pm$ 4.26 to 23.59 $\pm$ 20.24%) ($P<0.05$). CC, DC, DS, HC, RT, TS, and CS showed no changes in the mean percentage solubility throughout the 14-day trial. The tissue conditioners VG and ST exhibited increased average values only at 14 days of water immersion. It was concluded that, over the lifespan of a tissue conditioner (7 days), the materials CC, DC, HC, DS, RL, CS, and TS presented suitable *in vitro* performance with respect to water sorption and solubility. According to the results, the materials CC, TS, and CS were considered best suited among the tested materials for denture relining of up to 14 days.

Key-words*: Denture Liners; Solubility; Sorption.

*In accordance with Health Sciences Descriptors (DeCS) available at <http://decs.bvs.br/>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	17
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	45
4.1	Materiais	47
4.2	Metodologia	48
4.2.1	Obtenção dos corpos de prova.....	48
4.2.2	Análise da sorção de água e solubilidade	50
4.3	Planejamento Experimental e Análise Estatística	51
5	RESULTADOS	53
5.1	Sorção de Água.....	55
5.2	Solubilidade	58
6	DISCUSSÃO	63
7	CONCLUSÕES	77
	REFERÊNCIAS	81
	APÊNDICE	95

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Os condicionadores de tecido e reembasadores resilientes temporários são materiais macios para base de próteses removíveis, amplamente utilizados na clínica odontológica por um curto período de tempo, com a função principal de para restabelecer a saúde da mucosa de suporte, promovendo conforto ao paciente (FARREL, 1975). São indicados para condicionar os tecidos fibromucosos, minimizando o trauma mecânico por próteses removíveis inadequadas até que novas sejam confeccionadas. Os materiais resilientes temporários são também recomendados para proteção das feridas cirúrgicas durante a instalação de próteses removíveis imediatas e estabilização das mesmas na fase inicial de reabsorção óssea (CROSTHWAITE, 1980). Após a remoção de hiperplasias, o reembasamento das próteses removíveis com esses materiais evita sua recidiva. Na implantodontia, os materiais macios de curta duração podem ser utilizados na manutenção de próteses temporárias ou transitórias, durante o tempo de cicatrização dos rebordos recém-operados para instalação de implantes bem como na fase de osseointegração dos mesmos (KULAK; KAZAZOGLU, 1998). Os materiais resilientes temporários podem ser empregados para moldagem funcional de próteses totais (CROSTHWAITE, 1980; MURATA et al., 2001) e estabilização das chapas de prova durante o registro das relações intermaxilares. Outra recente indicação desses materiais, sobretudo quando modificados pela adição de fármacos, é como método adjunto ao tratamento da estomatite protética (GEERTS; STUHLINGER; BASSON, 2008; LAMB; MARTIN, 1983; SKUPIEN et al., 2013).

O reembasamento das próteses removíveis, principalmente com materiais resilientes, tem sido sugerido para suprimir o contato entre a base acrílica contaminada e os tecidos acometidos pela estomatite protética (HOLMBERG, 1980; MARIN ZULUAGA; GOMEZ VELANDIA; RUEDA CLAUJO, 2011; MEDEIROS; PACHECO, 2000), o que resulta na eliminação do trauma causado pelo biofilme protético (ZOMORODIAN et al., 2011) bem como no rompimento do ciclo de reinfecção via prótese (DAVENPORT, 1972). Uma vantagem adicional associada aos reembasadores resilientes é a sua capacidade de promover a recuperação dos tecidos injuriados, proporcionando maior conforto ao paciente quando comparados

aos materiais rígidos (BROWN, 1988; FARRELL, 1975). Por outro lado, devido à sua maciez, esses materiais, principalmente os temporários como os condicionadores de tecido, são pouco resistentes à escovação (MAKILA; HONKA, 1979) e mais facilmente degradáveis e susceptíveis à colonização microbiana que as resinas acrílicas convencionais (BAIL et al, 2014; BULAD et al., 2004; MAKILA; HOPSHAVU, 1977; TAYLOR et al., 2008).

Idealmente, os materiais resilientes devem promover distribuição dos estresses funcionais sobre o rebordo alveolar, absorvendo a energia sobre a mucosa durante a mastigação (BRADEN, 1970). Esses materiais podem sofrer deformação permanente e, apesar de pequenas modificações serem benéficas para permitir que se adapte às alterações naturais dos tecidos de suporte, qualquer mudança significativa pode levar à instabilidade da prótese (HERMANN et al., 2008). Entre as propriedades mecânicas dos materiais resilientes destacam-se a sorção de água e a solubilidade (GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991; KALACHANDRA; TURNER, 1989; WRIGHT, 1981). Em uma situação ideal, o material reembasador resiliente deve possuir componentes insolúveis e baixa sorção em água (EL-HADARY; DRUMMOND, 2000; KAZANJI; WATKINSON, 1988). Entretanto, ao longo de sua vida útil, esses materiais são imersos em saliva, alimentos, água e soluções de higiene (KAZANJI; WATKINSON, 1988; LEITE et al., 2010; PAVAN et al., 2007; PISANI et al., 2010; POLYZOIS et al., 2013). Como essa exposição ao meio aquoso resulta concomitantemente em sorção de água e perda de plastificantes e outros componentes solúveis (DE ANDRADE LIMA CHAVES et al., 2014; GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991; PARKER; BRADEN, 1989), o comportamento e longevidade dos materiais resilientes de resina acrílica depende do equilíbrio desses dois mecanismos (BRADEN; WRIGHT, 1983; PARKER; BRADEN, 1989).

É bem estabelecido na literatura que, na resina acrílica, a absorção de água causa uma ligeira expansão da massa polimerizada e ao mesmo tempo interfere no entrelaçamento da cadeia polimérica agindo como um plastificante, o que altera as características físicas do material (ANUSAVICE; ZHANG; SHEN, 2006; MELOTO et al., 2006). Nos materiais resilientes à base de resina acrílica, sobretudo os temporários, cuja resiliência é atribuída à alta concentração de plastificantes e solventes, a perda desses componentes para o meio aquoso é muito superior ao efeito plastificante da água (BRADEN; WRIGHT, 1983). Consequentemente, a

longevidade desses polímeros se torna comprometida em detrimento da perda de sua resiliência e capacidade de absorção de impactos, o que reduz o conforto proporcionado pelos mesmos (QUDAH; HUGGETT; HARRISON, 1991). Apesar dos materiais resilientes temporários apresentarem alta maciez inicial, a rápida perda de etanol e plastificante resulta em aumento significativo da dureza (PINTO et al., 2004; BUENO et al., 2012) e solubilidade (MURATA et al., 2001), limitando a vida útil desses materiais a um período relativamente curto, entre 3 ou 5 dias para os condicionadores teciduais e em torno de 14 dias para os reembasadores resilientes de curta duração (MURATA et al., 2010; HONG et al., 2008).

São poucos os estudos disponíveis na literatura pertinente sobre sorção de água e solubilidade de materiais resilientes de curta duração (DINCKAL YANIKOGLU; YESIL DUYMUS, 2004; GOLL; SMITH; PLEIN, 1983; MURATA et al., 2001; YILMAZ et al., 2004, CHLADEK et al., 2013,). Entretanto, diferentemente do que ocorre com as resinas acrílicas termopolimerizáveis para base de prótese, não existem normas internacionais para determinação de valores de sorção de água e solubilidade clinicamente aceitáveis para os materiais resilientes temporários. Além disso, a comparação entre as pesquisas disponíveis é dificultada pela falta de padronização da metodologia.

Em relação às dimensões das amostras para a análise de sorção de água e solubilidade de materiais resilientes temporários, Dinckal e Duymus (2004) selecionaram corpos de prova de 50mm de diâmetro por 0,5mm de espessura, atendendo tanto à especificação n.12 da American Dental Association (ADA) para resinas acrílicas para base de próteses quanto à especificação 10139-2 da International Organization for Standardization (ISO) para reembasadores macios de longo prazo. No entanto, os outros estudos disponíveis sobre os mesmos testes em materiais resilientes temporários utilizaram dimensões variadas para os corpos de prova, as quais não são especificadas em normas internacionais (CHLADEK et al., 2013, GOLL; SMITH; PLEIN, 1983; MURATA et al., 2001, YILMAZ et al., 2004).

Da mesma forma, há variabilidade nas pesquisas disponíveis quanto à metodologia para determinação da sorção de água e solubilidade de materiais resilientes de curto prazo. A especificação 10139-2 da ISO para reembasadores resilientes de longo prazo recomenda o cálculo da sorção e solubilidade em $\mu\text{g}/\text{mm}^3$,

por meio de fórmulas que utilizam as massas secas e úmidas dos corpos de prova em função do seu volume (área superficial x altura). Yilmaz et al. (2004) adotaram a especificação n.12 da ADA para resinas acrílicas para base de prótese na determinação dessas propriedades para materiais resilientes temporários. Na especificação da ADA, a sorção de água e solubilidade são calculadas em mg/cm², utilizando-se as massas secas e úmidas das amostras em função de sua área superficial. Outros estudos de materiais resilientes de curto prazo (CHLADEK et al., 2013; MURATA et al., 2001, YILMAZ et al., 2004) empregaram o método sugerido por Kazanji e Watkinson (1988) que determina a sorção de água e solubilidade de reembasadores resilientes de longo prazo em porcentagens, que são calculadas com base apenas nas massas secas e úmidas individuais das amostras.

Nas especificações da ISO e ADA, o volume e a área superficial utilizados nas fórmulas são os mesmos para todos os corpos de prova já que são calculados em função de sua dimensão (50mm x 0,5mm). No entanto, como as amostras são muito finas e resilientes, não é possível utilizar um paquímetro para mensurar suas dimensões finais, promovendo desgastes e recortes para atingir as medidas ideais como ocorre com as resinas acrílicas rígidas para base de prótese. Por isso, o mais adequado seria determinar as propriedades de sorção de água e solubilidade para os materiais resilientes utilizando-se apenas os valores individuais das massas secas e úmidas dos corpos de prova tal como proposto por Kazanji e Watkinson (1988).

Considerando as diferenças entre as metodologias dos estudos prévios, julgou-se oportuno estabelecer uma padronização metodológica para permitir a comparação da sorção de água e solubilidade entre diferentes materiais resilientes temporários comercialmente disponíveis ao longo de sua vida útil.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

O trabalho publicado por Farrel (1975), afirma que condicionar um tecido recupera-o de um estado insalubre, deixando-o em estado de aptidão. Os tecidos moles de suporte de próteses removíveis frequentemente se distorcem, prejudicando o osso subjacente e levando a um agravamento continuado da deformação. Para rejuvenescer esse tecido, é preciso condicioná-lo. O autor observou que estudos prévios diferem a respeito dos métodos e da duração do tratamento com condicionadores de tecido, mas não há desacordo a respeito da necessidade de realizá-lo. Anomalias teciduais sob as próteses, de origem sistêmica ou local, devem ser reconhecidas e tratadas para voltarem ao estado de normalidade. Para os fatores locais, é necessário avaliar a higiene bucal do paciente, eliminar traumas oclusais, aliviar a pressão em áreas internas da prótese total, orientar pacientes a dormirem sem as próteses, aumentar áreas de contato oclusal para distribuir melhor as forças, além de alterar a dieta para alimentos mais pastosos. A presença de lesões bucais é uma manifestação comum de síndromes generalizadas e pode ser resultado de deficiências metabólicas, dietas desequilibradas, alcoolismo ou senilidade. Segundo o autor, o médico deve tratar os problemas sistêmicos do paciente, enquanto o cirurgião dentista deve assegurar que o tratamento dentário não irá agravar as manifestações bucais de doenças sistêmicas. Como a prótese apoia-se em uma área associada à musculatura e à articulação temporomandibular, ao iniciar um tratamento reabilitador, qualquer condição anormal dos tecidos protéticos e paraprotéticos deve ser tratada. Além disso, o autor sugeriu que as estruturas anatômicas devem ser acondicionadas previamente para evitar que o problema detectado seja agravado, o que levaria ao insucesso das próteses.

As propriedades de sorção de água e solubilidade de materiais reembasadores resilientes para base de prótese foram avaliadas por Braden e Wright, em 1983. Os corpos de prova de onze materiais resilientes, sendo cinco à base de silicone (Flexibase, Simpa, Cardex Stabon, Per-Fit e Molloplast-B) e seis à base de resina acrílica (Coe Super-soft, Palasiv 62, Soft Nobiltone, Virina, Verno Soft e Cole Polymers) foram imersos em água destilada a $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ e pesados

periodicamente em balança de precisão ($\pm 0,0001\text{g}$), sempre após secagem com papel absorvente. Verificado ou não o equilíbrio das massas, após um período estendido de mensurações de sorção de água, os corpos de prova foram transferidos para uma estufa bacteriológica a $37^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$ contendo dessecante para novas pesagens serem realizadas periodicamente. De acordo com os autores, idealmente, ciclos adicionais de sorção e dessorção de água devem ser realizados até todos os componentes solúveis serem extraídos do material para que seu comportamento possa ser reproduzido em subsequentes processos de sorção e dessorção. Entretanto, essa situação ideal não foi observada para nenhum material estudado, mesmo após pesagens periódicas de sorção e dessorção durante o período de cinco anos. Os materiais auto polimerizáveis à base de silicone apresentaram o maior aumento de massa durante o primeiro ciclo de sorção de água (Flexibase=65, Simpa=46 e Cardex Stabon=32). Neste mesmo período, os materiais termo polimerizáveis à base de silicone Per-Fit e Molloplast B apresentaram, respectivamente, perda (-2) e discreto aumento (1,3) de massa. Na dessorção, todos os materiais à base de silicone perderam rapidamente a água absorvida e atingiram massa constante em 24h, sendo verificada maior perda de componentes solúveis para os autopolimerizáveis. O maior e o menor tempo para alcançar o equilíbrio durante, respectivamente, os processos de sorção e dessorção desses materiais foram atribuídos pelos autores ao tipo de carga e ao grau de união da mesma ao silicone. A menor sorção apresentada pelos materiais termopolimerizáveis de silicone foi relacionada ao seu maior grau de polimerização e à melhor união da carga na matriz polimérica. Em relação à solubilidade, os materiais autopolimerizáveis de silicone tem como subproduto da reação o álcool, que é rapidamente extraído pela água destilada. Além disso, o catalisador da reação (sal metálico) presente nesses materiais permanece inalterado durante a polimerização e também é rapidamente liberado na água. Os materiais termo polimerizáveis de silicone Per-Fit e Molloplast B apresentam, respectivamente, ácido acético como subproduto e peróxido de benzoíla como catalisador, ambos componentes com baixa solubilidade. Para os materiais à base de resina acrílica, o equilíbrio depende da quantidade de plastificante liberado na solução de armazenagem e absorção de água. Os materiais Coe Super-Soft e Soft Nobiltone, que possuem maiores quantidades de plastificantes (31,2 e 56,8%,

respectivamente), em alguns ciclos, apresentaram maior perda desses componentes em relação ao ganho de água. Os demais materiais auto polimerizáveis à base de resina acrílica apresentaram um aumento estável de massa desde que o ganho de água sempre excedeu a perda de plastificante. Isso foi atribuído à baixa quantidade de plastificante apresentada pelos materiais Palasiv 62, Virina e Verno Soft e pelo plastificante polimerizável presente no Cole Polymers. A maior solubilidade observada pelos materiais de resina acrílica em relação ao de silicone foi correlacionada à presença de plastificante. As diferenças de solubilidade apresentadas pelos reembasadores de resina acrílica foram atribuídas à quantidade e ao tipo de plastificante presente em suas composições. Nenhum dos materiais à base de resina acrílica alcançou o estágio de equilíbrio e, dessa forma, seus coeficientes de difusão e equilíbrio não puderam ser calculados. Os autores afirmaram que um material ideal deve conter componentes insolúveis e baixa sorção de água, o que não foi constatado para nenhum dos reembasadores resilientes estudados.

A revisão de literatura realizada por Brown (1988) discutiu sobre as propriedades de reembasadores resilientes e condicionadores de tecido. Segundo o autor, a resiliência desses materiais está relacionada à propriedade dos polímeros de atingirem a temperatura de transição vítrea. Abaixo dessa temperatura, os reembasadores são rígidos como a resina acrílica convencional e acima, tornam-se borrachóides. Alguns materiais resilientes como os de silicone atingem a temperatura de transição vítrea abaixo da temperatura intra-oral ou mesmo extra oral, apresentando aspecto constantemente macio. Já os reembasadores resilientes à base de resinas acrílicas de polimetil metacrilato ou polietil metacrilato possuem essa temperatura muito acima da observada no ambiente intra-oral, necessitando de agentes plastificantes para reduzi-la a níveis compatíveis com seu uso. Os condicionadores de tecido, embora compostos por polímeros de polietil metacrilato, não possuem monômero (metil metacrilato) em sua composição, que é basicamente à base de uma mistura de plastificante de éster e etanol. Entretanto, o plastificante é lixiviado ao longo do tempo, o que leva a redução de sua resiliência. Isso não é observado com os reembasadores de silicone, que não necessitam de agentes plastificantes, pois a resiliência é uma das propriedades intrínsecas desses polímeros.

O objetivo do estudo de Jones et al. (1991) foi identificar o tipo e quantificar a lixiviação de plastificantes de materiais resilientes de curta duração. Um total de 7 diferentes componentes foram quantitativamente identificados de oito materiais (Coe-Comfrot, Coe-Soft, FITT, G-C Soft Liner, Hydro-Cast, SR Ivoseal, Veltec e Visco-gel) por meio de cromatografia gasosa, cromatografia gasosa acoplada a espectrofotometria de massa e técnica do carbono-14 (álcool etílico). Os autores encontraram o plastificante dibutil ftalato em 6 de 8 líquidos. O nível do conteúdo de éster dos 8 líquidos variou entre 52 a 95%, com o equilíbrio sendo o álcool etílico. A perda de plastificante de éster variou de 0,30 a 8,7mg/g no período de 14 dias de imersão em água. O único material bem diferente em sua formulação foi o SR Ivoseal, que apresentou significativamente maior quantidade de álcool etílico (48%) que os demais materiais, além de um éster não aromático. A solubilidade em água dos ésteres de ftalatos não foi muito alta. No entanto, apesar disso, altas quantidades de éster foram lixiviadas desses materiais, sobretudo para os plastificantes de baixo peso molecular como o salicilato de benzila e benzoato de benzila. A técnica do carbono-14 demonstrou que todo o etanol foi completamente lixiviado dos materiais dentro das primeiras 24h. A maior absorção de água foi observada para o material de maior conteúdo de álcool (SR Ivoseal). Os autores concluíram que um típico material resiliente temporário lixivia entre 10 a 40 vezes o nível de éster que normalmente seria obtido a partir de alimentos e do meio ambiente.

Graham, Jones e Sutow (1991) avaliaram in vitro e in vivo a perda de plastificantes de materiais resilientes à base de resina acrílica para base de prótese. Dois materiais para reembasamento temporário (Coe-Comfort e Veltec) foram selecionados com base nas diferenças de suas características de geleificação e de composição e potencial de liberação dos plastificantes. Ambos os materiais são constituídos pelo mesmo polímero de polietil metacrilato, mas com diferentes plastificantes. O líquido do Coe-Comfort é composto por 87,3% de benzoato de benzila, 4,5% dibutil ftalato e 8,2% de álcool etílico e o do Veltec por 71,7% butil ftalil butil glicolato, 12,6% dibutil ftalato e 15,7% de álcool etílico. As amostras de ambos os materiais foram imersas em água para a extração com hexano nos períodos correspondentes a 1-6, 6-24, 24-48, 48-72, 72-168, 168-336 e 336-672h. Os extratos foram então diluídos para a realização da cromatografia gasosa. No estudo clínico,

os materiais foram preparados, sendo uma parte separada para a análise quantitativa do conteúdo inicial de plastificante e a outra aplicada como reembasador das próteses de dez pacientes pelo período de 14 dias (Coe-Comfort) ou 30 dias (Veltec). Exceto por um, todos os pacientes utilizaram ambos os materiais resilientes em ocasiões separadas, para um total de 19 avaliações clínicas. Para cada material, as duas amostras obtidas (inicial e após utilização no paciente) foram dissolvidas em acetona e analisadas por cromatografia gasosa. Os resultados da análise in vivo foram comparados aos da análise in vitro. Os resultados indicaram que uma maior perda de plastificante ocorreu in vivo em comparação com os testes in vitro para 17 das 19 avaliações clínicas. A média de perda de plastificante in vivo para o Coe-Comfort aos 14 dias foi de $122 \pm 58 \text{ mg/g}$ e para o Veltec aos 30 dias foi de apenas $33 \pm 7 \text{ mg/g}$. Esses valores foram comparáveis aos da perda observada in vitro no mesmos períodos, que foram de $13,41 \pm 1,11 \text{ mg/g}$ para o Coe-Comfort e de $8,47 \pm 0,73 \text{ mg/g}$ para o Veltec. Os autores enfatizaram que não foi possível conhecer o quanto de plastificante lixiviado no estudo in vivo foi ingerido pelos pacientes. Esses foram alertados a não imergirem as próteses em qualquer solução, no entanto, não foi possível determinar o quanto foi perdido de plastificante devido aos procedimentos de limpeza. Os autores sugeriram que é necessário o desenvolvimento de materiais resilientes à base de resina acrílica para base de prótese com quantidade muito inferior de plastificante.

A pesquisa realizada por Kawano et al. (1994) foi conduzida para avaliar a sorção e solubilidade de doze reembasadores resilientes, sendo nove à base de resina acrílica (Durosoft, Super Soft, Pro Tech, Justi Soft, Verno-Soft, Velvesoft, Soft-Pak, Flexor e VinaSoft), dois à base de silicone (Prolastic e Molloplast-B) e um à base de fluorelastômero (Novus). Os testes de sorção e solubilidade foram realizados em acordo com a especificação n. 12 da ADA para polímeros para base de prótese. Cinco corpos de prova em forma de discos ($50 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$) foram obtidos para cada material. Após a confecção, os corpos de prova foram levados para um dessecador contendo sulfato de cálcio anidro até atingirem uma massa constante (variação de $\pm 0,005 \text{ g}$ entre as pesagens). Os corpos de prova estabilizados foram imersos em água destilada a 37°C por 7 dias e, em seguida, novamente pesados para a determinação da absorção de água. Então, foram recondicionados em dessecador até atingirem novamente uma massa constante

para a solubilidade ser calculada. Os processos de sorção e dessorção descritos foram repetidos nos períodos de 1 mês, 3 meses, 6 meses e 1 ano. Os resultados demonstraram que os valores de sorção de água dos materiais resilientes testados variaram de $0,05\text{mg/cm}^2$ em 1 ano de avaliação para o Molloplast-B a $35,65\text{mg/cm}^2$ para o VinaSoft após o mesmo período. Os valores de solubilidade dos reembasadores resilientes estudados variaram de $0,16\text{mg/cm}^2$ em 1 ano para o Flexor a $2,55\text{mg/cm}^2$ para o Velvesoft após o mesmo período. Para a maioria dos materiais, houve aumento da solubilidade e sorção de água após 1 ano de avaliação. Os reembasadores que apresentaram os menores valores de sorção de água foram: Pro Tech, Flexor, Molloplast-B, Velvesoft e Prolastic. Os menores valores de solubilidade foram observados para os seguintes materiais resilientes: Molloplast-B, Novus, Flexor, Soft-Pak e Verno-Soft. Considerando a especificação n. 12 da ADA, os autores concluíram que, após 1 ano, valores desejáveis de sorção de água foram obtidos apenas com os reembasadores Molloplast-B e Prolastic (inferiores a $0,8\text{mg/cm}^2$) e de solubilidade somente para o material Novus ($0,03\text{mg/cm}^2$).

Ao longo de um ano, Parr e Rueggeberg (1999) investigaram a influência do tipo de polimerização (laboratorial ou clínico) e do tempo de armazenamento em água sobre a dureza, a absorção de água, a solubilidade e a temperatura de transição vítrea de um reembasador macio de longa duração para próteses removíveis (Permasoft). A avaliação da dureza foi realizada em corpos de prova em forma de disco de 31mm x 10mm, que foram produzidos de acordo com as instruções do fabricante quanto à proporção de pó e líquido e às condições de polimerização. O material do grupo de polimerização em consultório foi manipulado, colocado em moldes, recobertos em ambos os lados por filmes plásticos e pressionados entre duas lâminas de vidro. O conjunto foi imerso em banho-maria a 70°C por 15min. Para o grupo de polimerização em laboratório, os corpos de prova foram confeccionados da mesma forma, porém polimerizados sob pressão de 500 psi a 100°C por 45min. Os corpos de prova dos grupos avaliados ($n=4$) foram armazenados em água destilada a 37°C por 1, 7 e 30 dias, 6 e 12 meses. Nesses tempos, a dureza Shore A foi mensurada, sendo os mesmos corpos de prova utilizados em todos os períodos. Três mensurações foram obtidas de cada corpo de prova e os valores médios de dureza determinados. Para os demais testes, corpos

de prova de 44mm x 8,5mm x 1,2mm foram confeccionados e armazenados da mesma forma como descrito. A absorção de água e a solubilidade do material foram avaliadas por pesagens dos corpos de prova inicialmente e após cada tempo de armazenamento. O peso foi obtido logo após a remoção da água e depois da secagem com papel absorvente. A temperatura de transição vítrea foi determinada após submeter os corpos de prova a um analisador térmico dinâmico, variando-se a temperatura entre -100 e 60°C a 2°C/min com frequência de 1Hz e pico de amplitude de 0,8mm. Os valores de dureza do material aumentaram significativamente em um ano, mas o modo de polimerização não influenciou as alterações dessa propriedade, o que também foi observado nos resultados para os testes de absorção de água e solubilidade. Houve uma pequena diferença entre a temperatura de transição vítrea entre o grupo polimerizado em consultório (-10°C) e o polimerizado em laboratório (-15°C). De acordo com os resultados, os autores concluíram que não houve interferência do método de polimerização sobre as propriedades avaliadas do Permasoft.

Considerando que a estabilidade dimensional de condicionadores de tecido é caracterizada por sua capacidade de permitir moldagens funcionais na cavidade bucal, Murata et al., em 2001, avaliaram as alterações dimensionais lineares de diferentes materiais em função do tempo de imersão bem como a relação entre essas alterações e às de peso. A absorção de água e a solubilidade destes materiais também foram avaliadas e comparadas. Dez corpos de prova (30mm x 10mm x 2mm) foram confeccionados para cada condicionador de tecido testado (Coe- Comfort, FITT, GC Soft-Liner, Hydro-Cast, SR-Ivoseal e Visco-gel) utilizando uma matriz de teflon entre duas placas de vidro. Para a avaliação da estabilidade dimensional linear, dois indicadores metálicos (esferas de 0,5mm de diâmetro) distando 20mm entre si foram posicionados sobre as superfícies dos corpos de prova. A mensuração das alterações dimensionais lineares foi realizada por um microscópio portátil com a resolução de 0,001mm. A distância entre os dois pontos de referência de cada corpo de prova foi mensurada pelo mesmo operador nos seguintes períodos de imersão em água destilada a 37°C: 2, 8 e 24h e 2, 4, 7, 14 e 21 dias (após a confecção dos corpos de prova). Para a análise das alterações de peso, sorção de água e solubilidade, os corpos de prova foram pesados 2 h após a confecção, sendo então imersos em água destilada a 37°C pelos mesmos períodos

descritos anteriormente para serem novamente pesados. Então, os corpos de prova foram secos em dessecador à vácuo até atingirem massa constante. Os resultados demonstraram que todos os materiais exibiram contração e perda de peso durante a imersão em água, exceto pelo SR-Ivoseal que apresentou expansão e aumento de peso. A maior porcentagem de contração foi observada para o Coe-Comfort ao longo do período de avaliação. A maior e mais rápida perda de peso foi observada para o Coe-Comfort enquanto que a menor e mais gradual foi verificada com o Visco-Gel. O material SR-Ivoseal apresentou as maiores porcentagens de sorção (51,9%) e solubilidade (18,8%) dos condicionadores de tecido avaliados. Não foram observadas diferenças significativas entre as porcentagens de sorção de água para os materiais FITT, GC Soft-Liner, Hydro-Cast e Visco-gel, que se apresentaram inferiores a 3,5%. A menor porcentagem de solubilidade foi observada para o Visco-Gel (4,0%). As porcentagens de solubilidade dos condicionadores de tecido Coe-Comfort, FITT, GC Soft-Liner e Hydro-Cast foram significativamente superiores às de sorção de água. Por outro lado, a porcentagem de solubilidade para o SR-Ivoseal foi inferior à de sorção de água, enquanto que não houve diferença entre esses valores para o Visco-Gel. Foi constatada uma relação linear positiva entre as alterações percentuais da dimensão linear e aquelas de peso (coeficientes de correlação variando entre 0,797 e 0,986). Os autores sugeriram que a contração dos condicionadores de tecido ocorre quando a perda de álcool etílico e plastificantes de baixo peso molecular (solubilidade) para o meio é superior à absorção de água (sorção). Para todos os materiais testados, as menores contrações lineares foram observadas entre 8 e 24h, o que levaram os autores a recomendarem a utilização dos condicionadores de tecido com a finalidade de moldagem funcional por um período de até 24h na cavidade bucal.

Em 2004, Dinçkal Yanikoglu e Yeşil Duymuş avaliaram a sorção de água e solubilidade de materiais resilientes de longa duração para base de prótese após a imersão em diferentes soluções. Cinco materiais foram testados, sendo dois a base de resina acrílica (Fixo-Gel e Visco-gel) e três de silicone (Mollosil Plus, Molloplast-B e Ufi-Gel P). Corpos de prova discoides (50mm x 0,5mm) dos materiais foram submetidos à dessorção até atingirem massa constante para, em seguida, serem imersos em grupos (n=5) em água destilada, saliva artificial (ajustada em pH de 4, 7 e 8) ou solução de limpeza (Dent Fitty) por 1, 4 e 16 semanas. Após cada período,

os corpos de prova foram removidos das soluções e o excesso de água retirado com papel absorvente antes de serem pesados novamente. Então, os corpos de prova foram submetidos ao mesmo processo de dessorção descrito anteriormente. A porosidade superficial dos materiais nas diferentes condições experimentais foi avaliada visualmente em 1, 4 e 16 semanas. Os valores de solubilidade e absorção dos materiais avaliados não foram estatisticamente significantes para os diferentes valores de pH de saliva artificial. Os materiais resilientes de resina acrílica demonstram valores de sorção de água superiores aos de solubilidade. Em relação ao Molloplast-B, os materiais de resina acrílica resultaram em maiores porcentagens de sorção e solubilidade ao final de 16 semanas. O Visco-gel foi o material que mais sofreu alteração pela solução de limpeza. Os níveis de porosidade dos reembasadores resilientes testados variou em acordo com o tempo e compatibilidade do polímero, sendo as maiores alterações observadas com os materiais à base de resina acrílica. Os autores concluíram que todos os materiais reembasadores resilientes testados, exceto o Molloplast-B, apresentaram maior solubilidade em saliva artificial do que em água destilada. A porcentagem de sorção de água para todos os materiais resilientes avaliados foi menor em saliva que em água.

Yilmaz et al. (2004) realizaram um estudo para avaliar os efeitos de diferentes soluções desinfetantes sobre as propriedades físicas de materiais resilientes temporários para base de prótese. Foram selecionados três materiais à base de resina acrílica (Tempo, Imediate e Flexacryl Soft) e um de silicone (Ufi gel P). Para a análise de sorção de água e solubilidade, os corpos de prova discoides (15mm x 2mm) de cada material (n=5) foram inicialmente dessecados até uma massa constante e, então, submetidos à imersão em uma das seguintes soluções: água destilada (controle), Deconex 5 e Savlex 3,5 por 10min e hipoclorito de sódio a 2 e 5,25 por 5min. Após a imersão nas soluções, os corpos de prova foram removidos e secos com o auxílio de um papel filtro e, em seguida, imersos em água destilada a 37°C. Os corpos de prova foram removidos da água para pesagem nos dias 4, 7, 11 e 15 e, após esses períodos, foram novamente dessecados e pesados. Corpos de prova discoides (15mm x 4mm) de cada material (n=3) foram obtidos para os testes de dureza. Os autores observaram valores de sorção de água variando de 0,01 mg/cm² (Ufi Gel P em hipoclorito de sódio a 5,25 no dia 15) a 0,89mg/cm² (Tempo,

em hipoclorito de sódio a 5,25 no dia 4). Os valores de solubilidade variaram de 0,25mg/cm² para o reembasador Tempo (Deconex 5) no dia 4 até 0,73mg/cm² para o Ufi Gel P (Savlex 3,5) no dia 15. Todos os materiais avaliados exceto o reembasador Tempo imerso em Deconex 5 (0,86mg/cm²) e Savlex 3,5 (0,82mg/cm²) e o grupo controle (0,89mg/cm²) estiveram nos limites de sorção de água preconizados pela especificação número 12 da ADA para resinas acrílicas termopolimerizáveis para base de prótese. Nenhum dos materiais avaliados apresentou valores aceitáveis de solubilidade de acordo com a mesma especificação. A sorção de água foi afetada com as soluções desinfetantes utilizadas, exceto para Flexacryl nos dias 7 e 15 e Ufi Gel P nos dias 4, 7 e 11. Os valores de solubilidade e de dureza foram influenciados de forma significativa pela imersão nas soluções desinfetantes. O menor valor de dureza foi observado para o reembasador Ufi gel P quando imerso em Savlex 3,5 (39,78 Shore A) e o maior valor para o reembasador Flexacryl Soft quando imerso em hipoclorito de sódio a 5,25 (90,11 Shore A) Os autores concluíram que as soluções desinfetantes testadas interferiram significativamente com as propriedades de sorção de água, solubilidade e dureza dos materiais resilientes temporários avaliados.

O estudo de Hong et al. (2008) comparou a influência de três tipos de métodos de armazenamento sobre a rugosidade superficial dos condicionadores teciduais GC Liner, Softone, Fictioner e Hydro-Cast. Foram confeccionados cinco corpos de prova de cada material para cada tipo de armazenagem: água destilada, ar ou Polident (solução usada na higienização de próteses removíveis). Os materiais foram manipulados, colocados em recipientes de polipropileno com 18mm de diâmetro e 2,5mm de espessura e pressionados por uma placa de vidro para produzir uma superfície lisa. As placas foram removidas após 2h e os corpos de prova armazenados de acordo com uma das condições avaliadas. A rugosidade superficial foi mensurada no dia da confecção e após 1, 3, 7 e 14 dias. No período dos testes, os corpos de prova eram envolvidos por uma barreira de cera, dentro da qual era colocado gesso pedra manipulado. Após 1h, os modelos dos corpos de prova eram removidos por 24h a 23 ± 2°C e umidade relativa de 70. Para medir a rugosidade superficial dos modelos de gesso foi utilizado *cut off* de 0,8mm e comprimento de medida de 2,5mm. A porosidade de superfície dos condicionadores teciduais foi examinada e classificada após os tempos de armazenagem em

escores, de acordo com a alteração, sendo: 0 (sem alteração), 1 (leve), 2 (moderada), 3 (acentuada) e 4 (grave). Diferenças significativas foram encontradas entre os três tipos de armazenagem. A rugosidade superficial dos materiais aumentou com período de imersão em água destilada e Polident. Quando armazenados ao ar, os condicionadores de tecido avaliados demonstraram maior estabilidade da rugosidade ao longo do tempo, com redução significativa dos valores médios.

Elsemann et al. (2008) avaliaram a degradação de três condicionadores teciduais ao longo de 14 dias por meio da relação entre a dureza Shore A e a quantidade de plastificante. Foram selecionados nove pacientes saudáveis e usuários de prótese total, com média de idade de 63,4 anos. Na superfície interna da prótese superior de cada paciente, confeccionou-se três sulcos (5mm x 15mm x 2mm), os quais foram preenchidos aleatoriamente com um dos condicionadores teciduais testados (Coe-Comfort, Dura Conditioner e Softone). Um corpo de prova (5mm x 5mm x 2mm) de cada material de preenchimento dos sulcos foi recortado nos períodos de 3, 7 e 14 dias. A cada obtenção de amostra, o espaço na superfície interna de cada prótese era preenchido com resina acrílica autopolimerizável para que o paciente pudesse utilizá-la até a próxima consulta. Previamente aos testes nos dias estipulados, os corpos de prova foram novamente recortados na forma de discos com 4mm de diâmetro. Nos períodos determinados, a dureza Shore A foi analisada com auxílio de um durômetro Teclok e a quantificação do plastificante (ftalato) do material foi avaliada por espectrofotometria de infravermelho. Uma interação estatisticamente significativa foi encontrada em relação ao tempo tanto para a dureza quanto para a quantidade de plastificante. O Coe-Comfort apresentou menor dureza que o Dura Conditioner e o Softone em todos os períodos avaliados, exceto o de 14 dias. Entre os condicionadores teciduais avaliados, a menor perda relativa de plastificante após 7 dias também foi observada para o Coe-Comfort. Para todos os materiais, as maiores alterações na concentração de ftalato e na dureza Shore A foram encontradas nos 3 primeiros dias. A regressão linear demonstrou que a redução da concentração de plastificante dos materiais foi proporcional ao aumento dos valores de dureza ao longo do tempo. Segundo os autores, isso pode ter ocorrido porque a liberação de plastificante facilita o aumento da sorção de água, levando à degradação hidrolítica e solubilização do polímero, o que provoca as

alterações físicas e consequente degradação química. Após 14 dias, todos os materiais apresentaram valores de dureza similares bem como grande perda de plastificante e deterioração superficial visível. De acordo com os resultados encontrados, os autores recomendaram o uso clínico dos condicionadores teciduais testados por até uma semana, com a ressalva da necessidade de substituição dos mesmos em 3 dias no caso de indicação de necessidade de manutenção de suas propriedades originais.

O estudo de Murata et al. (2010) avaliou a compatibilidade entre agentes de limpeza para próteses removíveis e condicionadores de tecido por meio do estudo de suas características superficiais. Para isso, a rugosidade e a porosidade de três condicionadores teciduais (Hydro-Cast, SR-Ivoseal e Visco-gel) foram analisadas antes e após a imersão em três agentes de limpeza de diferentes tipos: enzimático (Pika), peróxido neutro com enzimas (Polident) e peróxido alcalino (Steradent). Os materiais resilientes foram manipulados e vertidos em recipientes de polipropileno com 18mm de diâmetro interno e 2mm de espessura. Uma placa de vidro com rugosidade média de 0,008 μ m foi pressionada sobre cada recipiente contendo os materiais, sendo removida 2h após a mistura. Foram obtidos cinco corpos de prova para cada combinação de condicionador de tecido, solução e período de avaliação. Com o intuito de simular as condições de limpeza química de uma prótese durante o período noturno, os corpos de prova foram imersos nas soluções por 8h a 23 $\pm$ 2°C. Um grupo controle de cada material foi colocado apenas em água destilada. Após as 8h de imersão, todos os corpos de prova foram lavados e imersos em água destilada por 16h a 37°C. Esse processo foi repetido durante 14 dias, sendo as soluções ou a água trocadas diariamente. Em cada recipiente contendo os corpos de prova foi confeccionado um encaixotamento com cera que permitiu vaziar gesso pedra tipo IV sobre a superfície dos materiais. Após a presa do gesso, os modelos foram removidos e submetidos aos testes de rugosidade superficial (Ra) em um rugosímetro (Surfcorder SE-3000) calibrado com comprimento de amostragem ("cut-off") de 0,8mm e extensão de tracejamento de 2,5mm. Os testes de rugosidade superficial foram realizados nos períodos de 0, 1, 3, 7 e 14 dias após a obtenção dos corpos de prova. A porosidade superficial das amostras de cada condicionador de tecido foi classificada por três examinadores, de modo independente e às cegas. Essa classificação foi realizada para graduar a porosidade nos seguintes níveis: 0

(nenhuma), 1 (leve), 2 (moderada), 3 (acentuada) e 4 (severa). As características superficiais dos corpos de prova foram também analisadas por meio de microscopia a laser. Os resultados mostraram que o tempo de imersão foi mais significativo em relação à rugosidade que o tipo de material, com tendência a aumento gradativo ao longo dos 14 dias. Quando imerso em água, o SR-Ivoseal apresentou maior rugosidade superficial entre os materiais avaliados, entretanto, nas mesmas condições, demonstrou a menor porosidade dentre eles. Assim, os autores sugeriram que os resultados de rugosidade não foram consistentes com os de porosidade. Em relação aos respectivos controles, o material Hydro-Cast e, especialmente o Visco-Gel, apresentaram alterações superficiais progressivas após a imersão nos agentes de limpeza, com aumento dos valores médios de rugosidade e do tamanho dos poros ao longo do período de avaliação. As superfícies desses dois materiais sofreram maior deterioração com a solução de Steradent em relação à de Polident, que por sua vez causou efeitos deletérios superiores àqueles verificados com a solução de Pika. Em contraste com os materiais Hydro-Cast e Visco-Gel, o condicionador tecidual SR-Ivoseal apresentou maiores alterações superficiais com a água destilada que com as soluções de limpeza testadas, o que foi atribuído à alta quantidade de álcool etílico em sua composição. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que o agente de limpeza à base de enzimas (Pika) foi mais adequado para a limpeza dos condicionadores teciduais testados, não causando deterioração superficial significativa em até 7 dias para os materiais Hydro-Cast e SR-Ivoseal e em até 3 dias para o Visco-Gel. Foi sugerido que a solução enzimática testada pode ser recomendada para a limpeza de próteses removíveis reembasadas com condicionadores de tecido por um período variável entre 3 e 7 dias de acordo com o tipo de material. Por outro lado, os autores não recomendaram o uso de peróxidos alcalinos e peróxidos neutros com enzimas como método químico para limpeza de condicionadores teciduais.

Segundo Hong et al. (2012a), a perda da viscoelasticidade caracteriza um dos principais problemas relacionados aos condicionadores de tecido e é ocasionada pela lixiviação do álcool etílico e dos plastificantes, ou seja, o fenômeno de solubilidade. Portanto, os autores avaliaram a viscoelasticidade dinâmica, lixiviação de plastificantes e relação de ambos nos condicionadores de tecido ao longo do tempo. Com esses intuitos, cinco marcas comerciais foram testadas: Coe-Comfort,

Fit Softer, Hydro-Cast, Soft Conditioner e Visco-gel. Após plastificação, os corpos de prova foram colocados em 100mL de água destilada a 37°C. A viscoelasticidade dinâmica foi analisada a partir de cinco amostras (10mm x 10mm x 2mm) de cada material, após 1, 3, 7 e 14 dias, com um analisador dinâmico mecânico automático. Para avaliar a lixiviação de plastificantes, cinco corpos de prova (18mm x 2mm) eram diariamente removidos durante 14 dias da água destilada, secos em papel absorvente e novamente imersos em novo conteúdo de água. As amostras de água e papéis absorventes correspondentes foram extraídos em hexano. O conteúdo de plastificantes lixiviados de cada material foi determinado por cromatografia líquida de alta eficiência após 1, 3, 7 e 14 dias de imersão em água. Rápidas alterações em todos os parâmetros reológicos foram registradas em todos os materiais testados, mesmo após de 1 dia de imersão, exceto para Coe-Comfort, que demonstrou tais resultados entre os dias 3 e 7 de imersão em água. O Coe-Comfort apresentou maior lixiviação de benzoato de benzila comparado aos outros materiais. Os materiais Visco-gel e Coe-Comfort lixiviaram menos dibutil ftalato que os demais condicionadores de tecido. O Coe-Comfort lixiviou uma quantidade significativamente maior de benzoato de benzila que os outros materiais mesmo em 14 dias de imersão. A lixiviação de plastificantes de todos os materiais aumentou significativamente em até 7 dias de imersão em água, mas reduziu do 7º ao 14º dia. Todos os materiais apresentaram grandes alterações na viscoelasticidade dinâmica, mesmo com a pequena perda de plastificante observada no 1º dia. Após esse período, o nível de alteração da viscoelasticidade foi aumentado com o aumento da quantidade de plastificante lixiviado, exceto para Hydro-Cast e Fit Softer. De acordo com os resultados, os autores concluíram que a viscoelasticidade dinâmica é afetada pela lixiviação de plastificantes, sendo esse efeito limitado. Foi também sugerido que os condicionadores de tecido testados são aceitáveis para uso clínico no período de 14 dias.

Hong et al. (2012b) avaliaram o uso de diferentes plastificantes em materiais resilientes acrílicos com o intuito minimizar a concentração desses componentes e aumentar a longevidade dos condicionadores de tecido. As amostras (10mm x 10mm x 2mm) foram preparadas de acordo com diferentes combinações de três tipos de pó de polímero/copolímero [(PEMA: polietil metacrilato, P-n-BMA: poli (n-butyl metacrilato) e P-n-BMA/i-BMA: copoli (n-butyl/i-butyl metacrilato)] e cinco tipos de

plastificantes líquidos [DEHM: di(2-etilhexil) maleato, DIBA: diisobutil adipato, DAA: di-*n*-alquil adipato, DINA: diisononil adipato e EtOH: álcool etílico]. Foram avaliadas as propriedades de viscoelasticidade, absorção de água, solubilidade e alteração de peso dos materiais. As amostras contendo P-*n*-BMA apresentaram os módulos de armazenamento (G') e de perda (G'') em cisalhamento mais estáveis ao longo de 14 dias de imersão em água. Foi observado maior nível de absorção de água em relação ao de solubilidade nas amostras de PEMA comparadas às de P-*n*-BMA. Esse último polímero foi considerado o pó em combinação ao líquido DEHM mais adequado para um condicionador de tecido. Foi concluído que a combinação de diferentes polímeros e plastificantes pode melhorar a durabilidade dos condicionadores de tecido.

O estudo de Shylesh Kumar et al. (2013) objetivou identificar propriedades de dureza, perda de peso, deformação compressiva e alteração dimensional de três condicionadores de tecido para conhecer melhor seu uso clínico como materiais de moldagem. O condicionador tecidual tem como primordial função distribuir as tensões sobre a mucosa, devendo ser plástico no primeiro momento para se adaptar aos tecidos de suporte e elástico depois de um período inicial de cicatrização. Cinco amostras de três condicionadores teciduais (Coe-Comfort, Visco-gel e Softone) foram avaliadas em relação às propriedades estudadas. Para o teste de dureza Shore A, as amostras (65mm x 10mm x 2,5mm) foram analisadas em durômetro após os intervalos de 15min, 30min, 1h, 2h e 24h do início da mistura. Nestes mesmos períodos, amostras (50mm x 0,5mm) foram pesadas em balança de alta precisão para avaliação da perda de peso. A alteração dimensional foi avaliada em microscópio a partir de moldagem das amostras (31mm x 31mm) e obtenção dos modelos de gesso nos mesmos períodos. Os testes de deformação compressiva foram realizados em corpos de prova (12,5mm x 19mm) sob compressão em máquina universal de ensaios (INSTRON), sob força de 200g/cm², durante 30s por duas vezes em intervalo de 10s. Os resultados demonstraram que todos os materiais perderam peso após 24h e se tornaram mais rígidos. A plasticidade dos materiais Coe-Comfort e Visco-gel foi reduzida após 1h e 2h, respectivamente, voltando a aumentar após 24h. Já para o condicionador tecidual Softone, houve redução da plasticidade no intervalo de 30 min até 24h. Os materiais Softone e Coe-Comfort mostraram melhor escoamento e mais plasticidade em relação ao Visco-gel

em 30min. A alteração dimensional dos materiais Softone e Visco-gel em 30min foi melhor do que a observada para o Coe-Comfort. Os autores concluíram que, em 30min após a mistura, o condicionador tecidual Softone apresentou melhores propriedades de alteração dimensional, plasticidade e escoamento para a realização de moldagem funcional em comparação aos materiais Coe-Comfort e Visco-gel.

Visando determinar as alterações nas propriedades viscoelásticas dos condicionadores de tecido, Monzavi et al. (2013) avaliaram sua interação com materiais termoplásticos de moldagem. O material termoplástico em bastão (godiva) foi colocado, após seu aquecimento, em matrizes de aço inoxidável (18mm x 2mm), que foram mantidos em água destilada a 37°C por 10min. Então, os quatro condicionadores de tecido testados (Visco-gel, GC Soft-Liner, FITT e Coe-Comfort) foram misturados de acordo com a recomendação dos fabricantes e vertidos sobre os moldes de godiva, sendo mantidos sobre pressão de uma placa de vidro para extrusão dos excessos até sua plastificação. Dez amostras de cada um dos condicionadores de tecido foram produzidas sobre a godiva e dez amostras apenas dos materiais foram confeccionadas como controles. Cinco amostras de cada tipo (com e sem godiva) foram imersas em água destilada durante 1 ou 7 dias. As propriedades de viscoelasticidade dinâmica foram avaliadas com viscoelastômetro termomecânico dinâmico automático e a tangente de perda de energia foi calculada. Os condicionadores de tecido sem o material termoplástico apresentaram diferentes graus de viscosidade e essa propriedade não sofreu efeito ao longo do tempo de armazenagem em água, exceto para o Visco-gel. A baixa viscosidade inicial e as pequenas variações de viscosidade em até 7 dias de imersão sugerem que o Visco-gel seja um material adequado para condicionamento dos tecidos protéticos de suporte. Os resultados sugeriram que o Coe-Comfort seria apropriado para moldagens funcionais por apresentar baixa viscosidade inicial e alta redução da viscosidade ao longo do tempo. FITT e GC Soft-Liner foram considerados materiais adequados para reembasamento temporário por apresentarem elevada viscosidade inicial e alta elasticidade. Além disso, a comparação entre os quatro condicionadores teciduais sobre a godiva sugeriu que os materiais FITT e GC Soft-Liner seriam materiais adequados para moldagens funcionais por sua baixa viscosidade inicial e grande aumento viscosidade ao longo do tempo. Sobre o material termoplástico, o Visco-gel foi considerado adequado para reembasamento temporário por causa de

sua alta viscosidade inicial e pequena alteração dessa propriedade em até 7 dias de imersão em água, além do mais elevado nível de elasticidade. O maior efeito do material termoplástico para moldagem nas propriedades viscoelásticas dos quatro condicionadores teciduais foi a curto prazo, exceto para o Visco-gel que não apresentou efeito significativo ao longo do tempo. Os autores concluíram que a associação do material termoplástico de moldagem interferiu com as propriedades de viscoelasticidade dinâmica dos condicionadores de tecido testados.

Bail et al. (2014) aborda que, embora tenham obtido melhoras desde a sua criação, os materiais resilientes à base de resina acrílica ainda apresentam problemas relacionados à longevidade, porque se tornam rapidamente rígidos pela absorção de água e a lixiviação dos componentes de baixo peso molecular. Os materiais à base de silicone, embora não possuam tais componentes, apresentam dificuldade de união à base acrílica das próteses removíveis. Além disso, ambos os tipos de materiais resilientes são instáveis em soluções aquosas, como saliva e agentes de limpeza. A rugosidade superficial dos materiais para base de prótese pode levar à colonização microbiana e dificultar a manutenção da higiene da prótese, o que predispõe às infecções como estomatite protética. Assim, os autores avaliaram in vivo em um modelo animal as alterações de rugosidade superficial de materiais resilientes para base de prótese ao longo do tempo. Para isso, 40 ratos Wistar foram individualmente moldados para a confecção de placas acrílicas, simulando bases protéticas. As placas (n=40) foram reembasadas com um dos materiais resilientes testados, sendo dois reembasadores à base de resina acrílica (Dentuflex e Trusoft), um condicionador tecidual (Dentusoft) e um à base de silicone (Ufi Gel P). Para a avaliação da rugosidade superficial em rugosímetro, metade das placas de cada material (n=5) foi analisada imediatamente após o reembasamento e a outra metade, após 14 dias de uso dos aparatos nos animais. Houve aumento da rugosidade para todos os materiais ao longo do período de 14 dias. Não houve diferença significativa na rugosidade superficial entre os materiais Dentuflex e Dentusoft. O Trusoft se apresentou mais rugoso em relação ao Dentusoft e o Ufi Gel P foi o material com maior suavidade superficial entre todos os estudados. O material Ufi Gel P também apresentou a menor alteração de rugosidade ao longo de 14 dias de uso. A rugosidade média da superfície de todos os materiais testados excedeu o parâmetro considerado como clinicamente ideal (0,2µm). Os autores

concluíram que o período de utilização de 14 dias resultou em alterações na rugosidade superficial média de todos os materiais resilientes para base de prótese testados.

O objetivo do estudo de Andrade Lima Chaves et al. (2014) foi avaliar in vitro os efeitos de quatro materiais reembasadores resilientes, sendo dois à base de silicone (Ufi Gel P e Sofreliner) e dois à base de acrílico (Durabase Soft e Trusoft) e dois condicionadores de tecido (Softone e Coe Comfort) em diferentes linhas celulares (L929, HaCat e RAW 264.7), por meio de análise de viabilidade celular (ensaio de MTT), morfologia celular (Microscopia Eletrônica de Varredura) e padrões de morte celular (citometria de fluxo). Os ensaios foram realizados tanto após as células serem expostas aos eluatos dos materiais resilientes quanto em contato direto com os materiais para 24h ou 48h. Os controles foram células cultivadas em meio de cultura sem eluatos ou corpos de prova dos materiais. Para as células L929 e RAW 264.7, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os materiais testados ou entre os dois períodos de extração. As células HaCat, expostas aos eluatos de 48h, apresentaram porcentagens significativamente mais baixas de viabilidade celular em relação aos eluatos de 24h, independentemente dos materiais resilientes. Não houve nenhuma alteração significativa na morfologia das células L929 após incubação por 24h e 48h com os eluatos de todos os materiais testados. Foram observadas mitoses após a exposição das células HaCat aos eluatos de 24h dos materiais Coe Comfort, Durabase Soft e Trusoft. Resultados semelhantes foram observados quando células HaCat foram incubadas com os eluatos de 48h. A morfologia normal das células foi mantida e mitoses foram observadas após a exposição aos eluatos de Ufi Gel, Softone e Durabase Soft. Após exposição aos eluatos de 24h de Coe Comfort e Durabase Soft, a morfologia das células RAW 264.7 não se mostrou bem definida e remanescentes das membranas citoplasmáticas de células letalmente danificadas foram observados no substrato. O tipo de morte celular (apoptose ou necrose) como avaliado pelo fluxo de citometria mostrou que, para as células L929, as porcentagens de morte celular por apoptose induzida pelos eluatos de 24h dos materiais Ufi Gel P e Sofreliner S e pelo eluato de 48 h do material Durabase Soft foram significativamente maiores em relação aos controles. As porcentagens de células L929 necróticas após a exposição à eluatos de 24h e 48h para todos os materiais resilientes avaliados foram superiores em comparação

ao controle, exceto para Trusoft. Para as células HaCat, não houve diferenças estatisticamente significativas entre as porcentagens de apoptose ou necrose induzidas pelos eluatos de 24h ou 48h para todos os materiais testados em relação aos seus respectivos controles. O teste do MTT mostrou que, em comparação ao período de 24h, todos materiais resilientes resultaram em uma redução significativa na viabilidade das células após 48h de contato direto com as células L929. Em ambos os períodos, os materiais Ufi Gel P e Sofreliner S resultaram em maiores porcentagens de viabilidade celular, enquanto as menores porcentagens foram obtidas para os materiais Durabase Soft e Coe Comfort. O condicionador tecidual Softone apresentou porcentagem intermediária de viabilidade celular, a qual não foi significativamente diferente daquela observada para Trusoft em 48h de incubação. Resultados semelhantes foram observados para células HaCat, sendo as porcentagens de viabilidade celular em 24h significativamente superior àquelas observadas em 48h. As maiores médias foram observadas após o contato direto das células HaCat com os materiais Ufi Gel P, Sofreliner S, sendo a menor média obtida para Durabase Soft, independentemente do período de contacto. Os materiais Softone e Coe Comfort apresentaram valores intermediários em ambos os períodos de incubação para as células HaCat. Para as células RAW 264.7, independentemente do período, o contato direto de células RAW 264.7 com Ufi Gel P e Sofreliner S resultou em maiores porcentagens de viabilidade celular. As menores médias percentuais foram encontradas para os materiais Durabase Soft, Softone e Coe Comfort, enquanto que o contato direto com o Trusoft resultou em um valor intermediário de viabilidade celular, o qual foi significativamente diferente daqueles obtidos para os demais materiais. Pôde concluir-se que os eluatos de 24h e 48h de todos os materiais testados não foram citotóxicos para as três linhagens celulares avaliadas. Contudo, foram induzidas alterações na morfologia dos macrófagos RAW 264.7. Observou-se também que os fibroblastos e queratinócitos mostraram sensibilidades diferentes aos eluatos dos materiais resilientes em ambos os períodos de incubação, com os fibroblastos mostrando percentuais mais elevados de necrose celular em ambos os períodos de extração. Nos testes de contato direto, os efeitos sobre a viabilidade celular foram superiores para os reembasadores à base de acrílico e os condicionadores de tecido em relação aos materiais à base de silicone.

O recente estudo de Yang et al. (2015) consistiu em desenvolver um condicionador de tecido com melhores propriedades viscoelásticas ao longo do tempo. Para isso, os autores levaram em consideração três principais estudos prévios que objetivaram métodos para melhoria da viscoelasticidade desses materiais. O primeiro método usou a adição polimetilmetacrilato ao polietil metacrilato como um retardador. A adição de uma concentração de 10 de polimetilmetacrilato ao polietil metacrilato assegurou a maior estabilidade de viscoelasticidade dinâmica e a menor lixiviação de plastificantes entres as concentrações testadas. O segundo método utilizou a alteração do plastificante, sendo demonstrado que a substituição do pó convencional e do plastificante por poli n-butil metacrilato e 2-etil hexil maleato melhorou a durabilidade dos condicionadores de tecido. O terceiro método demonstrou que condicionadores teciduais sem álcool apresentaram melhores propriedades viscoelásticas em relação aos convencionais. Dessa forma, os autores desenvolveram um novo condicionador tecidual utilizando um novo poliéster hiper-ramificado (TAH), acetil tributil citrato (ATBC) e tributil citrato (TBC) como plastificantes adicionados ao polímero convencional de polietil metacrilato. Dois condicionadores comerciais (Shofu e GC) foram utilizados para comparações (controles). Os plastificantes ATBC, TBC, TAH, butil ftalil butil glicolato (BPPG), dibutil ftalato (DBP), benzoato de benzila (BB) e os materiais Shofu e GC foram testados em nove combinações (ATBC+TAH, TBC+TAH, ATBC, TBC, BPPG, DBP, BB, Shofu e GC), com tempos de geleificação variando entre 120 e 180s. Após 24h em água destilada a 37°C, seis amostras (25mm x 1,5mm) de cada formulação tiveram sua viscoelasticidade dinâmica determinada por um reômetro em modo de cisalhamento nos períodos de 0, 1, 3, 7, 14 e 28 dias de imersão. Outras seis amostras de cada material foram confeccionadas para determinação da hidrofobicidade superficial por meio da mensuração do ângulo de contato formado entre a superfície da amostra e a gota de água. A sorção de água e a solubilidade foram determinadas por meio da pesagem de seis amostras (35mm x 1,5mm) de cada formulação após a imersão em água destilada (50mL a 37°C) durante 1, 3, 7, 14 e 28 dias. Para avaliar a citotoxicidade, seis amostras da formulação ATBC+TAH foram confeccionadas e mantidas em cultura de fibroblastos gengivais. A adição de TAH aumentou a estabilidade da viscoelasticidade e reduziu a solubilidade dos materiais produzidos, mas reduziu o

ângulo de contato e aumentou a sorção de água dos mesmos. A combinação ATBC+TAH apresentou propriedades viscoelásticas mais estáveis em relação aos condicionadores de tecido convencionais durante a imersão em água por 28 dias. Com relação à biocompatibilidade, a formulação ATBC+TAH apresentou resultados similares aos dos controles. Os autores concluíram que o plastificante formulado na combinação ATBC+TAH possui aplicações em potencial como um novo condicionador tecidual, porém, pesquisas in vivo são necessárias para provar a sua eficácia clínica.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como proposta padronizar uma metodologia para análise de sorção de água e solubilidade de nove materiais resilientes de curta duração para base de prótese ao longo de sua vida útil, sendo sete condicionadores de tecido (Coe-Comfort, Softone, Rite-Line, Dura Conditioner, Hydro-Cast, Dentusoft e Visco-gel) e dois reembasadores macios temporários (Coe-Soft e Trusoft).

As hipóteses investigadas neste estudo são que as propriedades físicas de sorção de água e solubilidade dos condicionadores de tecido e reembasadores resilientes temporários testados irão variar em função do tipo de material e do tempo de imersão em água destilada.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

Os materiais resilientes selecionados para este estudo estão apresentados no Quadro 1.

Quadro 1. Nome comercial, tipo e fabricante para os materiais resilientes selecionados.

Material	Tipo	Fabricante
Coe-Comfort	Condicionador de tecido	GC Europe, Leuven, Belgium
Dura Conditioner	Condicionador de tecido	Reliance Dental. Manufacturing Company, Worth, IL, USA
Dentusoft	Condicionador de tecido	Densell, Buenos Aires, Argentina
Visco-gel	Condicionador de tecido	Dentsply DeTrey GmbH, Weybridge, UK
Softone	Condicionador de tecido	Bosworth Company, Skokie, IL, USA
Hydro-Cast	Condicionador de tecido	Kay-See Dental Mfg. Co., Kansas City, MO, USA
Rite-Line	Condicionador de tecido	Rite-Dent Mfg Corp, Hialeah, FL, EUA
Trusoft	Reembasador resiliente temporário	Bosworth Co, Skokie, IL, USA
Coe-Soft	Reembasador resiliente temporário	GC America Inc, Chicago, IL, USA

Os sete condicionadores de tecido (Coe-Comfort, Dura Conditioner, Dentusoft, Visco-gel, Rite-Line, Hydro-Cast e Softone) e dois reembasadores macios temporários (Coe-Soft e Trusoft) são apresentados na forma de pó e líquido.

FIGURA 1- Materiais resilientes de curta duração testados neste estudo: A) Coe-Comfort; B) Dura Conditioner, C) Dentusoft; D) Visco-gel, E) Softone; F) Hydro-Cast, G) Rite-Line, H) Trusoft; I) Coe-Soft.

4.2 METODOLOGIA

4.2.1 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova foram obtidos em acordo com a especificação 10139-2:2009 da International Organization for Standardization (ISO), apresentando dimensões de 50mm de diâmetro x 0,5mm de espessura. Para todos os materiais, o mesmo número de corpos de prova foi obtido para cada período experimental (n=10). Cada corpo de prova foi confeccionado individualmente para não diluir erros inerentes aos procedimentos de proporção, manipulação e condições ambientes de plastificação, que podem influenciar nas propriedades dos materiais.

Os corpos de prova foram obtidos a partir de uma matriz circular metálica em aço inoxidável com 50mm de diâmetro (Figura 2). Essa matriz apresenta um lado aberto e outro parcialmente fechado contendo orifício central para permitir a saída de ar.

FIGURA 2 – Matriz metálica (50mm)

Os materiais foram proporcionados e manipulados conforme as instruções dos fabricantes (Figura 3A e 3B) e, então, a mistura resultante foi vertida em uma placa de vidro isolada previamente com lubrificante à base de água (K-Y®, Johnson & Johnson Indústria e Comércio Ltda., Jacareí, SP, Brazil), contendo em cada extremidade de sua superfície um espaçador de 0,5mm de altura (Figura 3C). A seguir, outra placa de vidro também isolada com lubrificante à base de água foi posicionada sobre o conjunto até atingir os espaçadores bilateralmente. O conjunto foi mantido sobre pressão digital até a plastificação nos tempos determinados pelo fabricante (Figura 3D).

FIGURA 3 – (A) Proporção de pó do material; (B) Adição do líquido do material à mistura – material manipulado; (C) Material manipulado vertido sobre placa de vidro isolada e com espaçador (branco) na extremidade; (D) Material plastificado após prensagem entre placas de vidro.

A partir do material plastificado na espessura desejável (0,5mm), a matriz foi posicionada sobre o mesmo para delimitação de 50mm de diâmetro (Figura 4A).

Com esculpidor de Lecron (SSWhite/Duflex Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brazil) o material foi cortado na marcação (Figura 4B), originando corpos de prova com 50mm de diâmetro e 0,5mm de espessura (Figura 4C).

FIGURA 4 – Finalização da confecção do corpo de prova: (A) Demarcação do corpo de prova com a matriz; (B) Recorte dos excessos; (C) Corpo de prova finalizado.

4.2.2 ANÁLISE DA SORÇÃO DE ÁGUA E SOLUBILIDADE

Após a confecção, os corpos de prova foram submetidos a um processo de secagem com o objetivo de se atingir uma massa constante. Esse processo, denominado de dessorção, é caracterizado pela diminuição temporal das massas dos corpos de prova referente à eliminação de líquidos. Para isso, os corpos de prova foram colocados em um dessecador a vácuo a $37 \pm 0,5^\circ\text{C}$ e diariamente pesados por três vezes em balança analítica digital (UMark 210 A, BEL Engineering, Monza, MI, Italy). As massas foram consideradas estáveis quando a diferença entre a média das três pesagens para cada corpo de prova foi inferior a 0,0005g em um período de 24h. Após a obtenção da massa inicial (M1), os corpos de prova foram submetidos ao processo de sorção de água. Para isso, foram individualmente imersos em recipiente contendo 20mL de água destilada e armazenados a 37°C em estufa bacteriológica (Mod. MA 033, Marconi Equipamentos Laboratoriais Ltda., Piracicaba, SP, Brazil) por 3, 5, 7 e 14 dias. Após esses períodos, os corpos de prova foram novamente pesados (M2), sempre após cuidadosa secagem com papel absorvente. Para calcular o grau de sorção e solubilidade em cada período, os corpos de prova foram novamente submetidos ao processo de dessorção descrito (M3).

As porcentagens de sorção e solubilidade foram calculadas utilizando-se as seguintes fórmulas (KAZANJI; WATKINSON, 1988):

$$\text{Sorção: } M2 - M3/M1 \times 100$$

$$\text{Solubilidade: } M1-M3/M1 \times 100$$

Onde: M1 (peso inicial); M2 (peso após absorção); M3 (peso após a dessecação)

4.3 PLANEJAMENTO EXPERIMENTAL E ANÁLISE ESTATÍSTICA

Neste estudo, foram avaliadas duas variáveis: sorção de água e solubilidade. Para cada variável, foram estabelecidos os seguintes fatores de variação: material, em nove níveis (Coe-Comfort, Dura Conditioner, Dentusoft, Visco-gel, Softone; Hydro-Cast, Rite-Line, Trusoft e Coe-Soft) e período de avaliação, em quatro níveis (3, 5, 7 e 14 dias). Foram confeccionadas dez repetições para cada condição experimental, perfazendo o modelo fatorial 9 x 4, num total de 360 corpos de prova. A análise estatística foi realizada pelo teste paramétrico de análise de variância para dois fatores de variação (ANOVA 2 fatores). O teste complementar de Tukey HSD foi aplicado para que possíveis diferenças estatísticas fossem detectadas entre as condições experimentais. Adotou-se um intervalo de confiança de 95% ($\alpha=0,05$).

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 SORÇÃO DE ÁGUA

As médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova dos materiais resilientes temporários e suas porcentagens médias de sorção de água (%) nos diferentes períodos em água estão apresentados nas Tabelas A1 a A9 do Apêndice.

O sumário da ANOVA- 2 fatores para os valores de sorção de água está apresentado na Tabela 1.

Tabela 1 - ANOVA- 2 fatores para os dados de sorção de água.

Efeito	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Média quadrática	F	P
Material (A)	8	3292,14	411,52	242,91	0,000000
Tempo (B)	3	579,93	193,31	114,11	0,000000
A*B	24	211,16	8,80	5,19	0,000000
Erro	324	548,88	1,69		

Os resultados da análise de variância demonstraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais resilientes ($P=0,0000$), entre os tempos de avaliação ($P=0,0000$) e na interação dos dois fatores ($P= 0,0000$).

Uma vez que os resultados da ANOVA demonstraram significância para os fatores estudados, foi realizado o teste post-hoc Tukey HSD. Na Tabela 2 estão expostos os valores médios e os desvios-padrão de sorção de água (%) e a significância estatística para os materiais resilientes temporários avaliados nos períodos de tempo.

Tabela 2 – Valores médios percentuais e desvios-padrão (%) de sorção de água para os materiais resilientes temporários avaliados nos períodos de tempo.

Material	Período	Média±DP
Coe-Comfort	3 dias	2,23±0,53 ^a
Dura Conditioner	3 dias	5,51±1,18 ^{d,e,f,g,h}
Dentusoft	3 dias	6,79±1,01 ^{e,f,g,h,i}
Visco-gel	3 dias	12,06±0,93 ^{n,o,p}
Softone	3 dias	4,57±0,51 ^{b,c,d,e}
Hydro-Cast	3 dias	5,69±0,50 ^{d,e,f,g,h}
Rite-Line	3 dias	4,75±0,62 ^{c,d,e,f}
Trusoft	3 dias	3,99±0,31 ^{a,b,c,d}
Coe-Soft	3 dias	6,54±1,69 ^{e,f,g,h,i}
Coe-Comfort	5 dias	2,43±0,27 ^{a,b}
Dura Conditioner	5 dias	7,48±2,10 ^{h,i,j}
Dentusoft	5 dias	7,65±1,19 ^{h,i,j,k}
Visco-gel	5 dias	13,04±1,18 ^{o,p}
Softone	5 dias	2,90±1,08 ^{a,b,c}
Hydro-Cast	5 dias	6,00±0,83 ^{d,e,f,g,h}
Rite-Line	5 dias	6,41±0,67 ^{e,f,g,h}
Trusoft	5 dias	3,71±1,65 ^{a,b,c,d}
Coe-Soft	5 dias	6,95±1,19 ^{e,f,g,h,i}
Coe-Comfort	7 dias	2,93±0,50 ^{a,b,c}
Dura Conditioner	7 dias	8,72±1,53 ^{i,j,k,l}
Dentusoft	7 dias	6,96±3,14 ^{f,g,h,i}
Visco-gel	7 dias	14,29±1,01 ^p
Softone	7 dias	4,04±1,32 ^{a,b,c,d}
Hydro-Cast	7 dias	7,23±1,04 ^{h,i}
Rite-Line	7 dias	7,21±0,89 ^{g,h,i}
Trusoft	7 dias	4,99±0,64 ^{c,d,e,f,g}
Coe-Soft	7 dias	6,50±2,09 ^{e,f,g,h,i}
Coe-Comfort	14 dias	2,99±0,49 ^{a,b,c}
Dura Conditioner	14 dias	11,14±1,85 ^{m,n,o}
Dentusoft	14 dias	10,02±1,14 ^{l,m,n}
Visco-gel	14 dias	16,62±0,87 ^q
Softone	14 dias	7,22±2,38 ^{h,i}
Hydro-Cast	14 dias	9,88±1,34 ^{k,l,m,n}
Rite-Line	14 dias	9,54±1,20 ^{j,k,l,m}
Trusoft	14 dias	5,76±1,25 ^{d,e,f,g,h}
Coe-Soft	14 dias	7,35±1,34 ^{h,i,j}

Verticalmente, letras minúsculas diferentes indicam diferenças significantes entre as condições experimentais (material e tempo) ($P<0,05$).

Pela Tabela 2, considerando cada material nos diferentes tempos de avaliação, foi possível observar que o condicionador de tecido Coe-Comfort e os reembasadores resilientes Coe-Soft e Trusoft não apresentaram alteração significativa na sorção de água percentual média ao longo dos 14 dias de imersão em água ($P>0,05$). Os condicionadores teciduais Dura Conditioner e Rite Line apresentaram um aumento numérico das porcentagens de sorção de água entre os períodos de 3 e 5 dias, mas essa alteração não foi estatisticamente significativa ($P>0,05$). A sorção de água de ambos os materiais (Dura Conditioner e Rite Line) em 14 dias de imersão em água foi superior àquela observada ao período de 7 dias ($P<0,05$), que por sua vez não foi significativamente diferente do período de 5 dias ($P>0,05$). Os condicionadores teciduais Dentusoft, Softone, Hydro-Cast e Visco-gel não apresentaram alterações estatisticamente significativas das porcentagens de sorção de água nos períodos de 3, 5 e 7 dias ($P>0,05$), sendo observado um aumento significativo dos valores médios apenas aos 14 dias de imersão em água ($P<0,05$).

A comparação entre os materiais em cada um dos períodos de avaliação demonstrou no período de 3 dias significativamente os menores valores de sorção de água para o Coe-Comfort ($P<0,05$), que não se diferiu estatisticamente apenas Trusoft ($P>0,05$). A análise estatística demonstrou que aos 3 dias de imersão em água, o Visco-gel apresentou o maior percentual médio de sorção de água entre os materiais avaliados ($P<0,05$). Ainda no período de 3 dias, valores intermediários de sorção de água foram apresentados pelos seguintes materiais em ordem crescente, numericamente: Softone, Rite-Line, Dura Conditioner, Hydro-Cast, Coe-Soft e Dentusoft (Tabela 2). Estatisticamente, esses materiais não apresentaram diferenças significativas entre si para sorção de água aos 3 dias de avaliação ($P>0,05$).

Nos períodos de 5 e 7 dias de imersão em água, a comparação entre os materiais resilientes de curta duração demonstrou que a menor sorção de água continuou a ser observada para o Coe-Comfort, que não se diferiu estatisticamente dos materiais Softone e Trusoft ($P>0,05$). O condicionador tecidual Visco-gel apresentou significativamente a mais alta sorção de água percentual entre todos os materiais avaliados aos 5 e 7 dias de avaliação ($P>0,05$). Nestes mesmos

períodos, os demais materiais testados apresentaram valores intermediários de sorção de água, os quais não foram estatisticamente diferentes entre si ($P>0,05$). Aos 5 dias de imersão em água, os valores intermediários de sorção de água se apresentaram da seguinte maneira, em ordem crescente numericamente: Hydro-Cast, Rite-Line, Coe-Soft, Dura Conditioner e Dentusoft (Tabela 2). Já em 7 dias de avaliação, numericamente, tais materiais se apresentaram da seguinte forma, em ordem crescente: Coe-Soft, Dentusoft, Rite-Line, Hydro-Cast e Dura Conditioner (Tabela 2).

No período de 14 dias de avaliação, os condicionadores teciduais Coe-Comfort e Visco-gel apresentaram, respectivamente, as menores e as maiores médias de sorção entre os materiais avaliados ($P<0,05$). Os materiais Softone, Trusoft e Coe-Soft apresentaram valores intermediários de sorção de água e não diferiram estatisticamente entre si aos 14 dias de imersão em água ($P>0,05$). Neste período, o reembasador resiliente Coe-Soft não apresentou diferença significativa do condicionador tecidual Rite Line, que por sua vez foi estatisticamente semelhante aos materiais Hydro-Cast, Dentusoft e Dura Conditioner ($P>0,05$).

5.2 SOLUBILIDADE

As médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova dos materiais resilientes temporários e suas porcentagens médias de solubilidade (%) nos diferentes períodos em água estão apresentados nas Tabelas A1 a A9 do Apêndice.

O sumário da ANOVA-2 fatores para os valores de solubilidade está apresentado na Tabela 3.

Tabela 3 - Análise de variância 2 fatores para os dados de solubilidade.

Efeito	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Média quadrática	F	P
Material (A)	8	14456,80	1807,099	992,066	0,000000
Tempo (B)	3	92,06	30,687	16,850	0,000000
A*B	24	215,43	8,976	4,929	0,000000
Erro	324	590,06	1,821		

Os resultados da análise de variância demonstraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais resilientes ($P=0,0000$), entre os tempos de avaliação ($P=0,0000$) e na interação dos dois fatores ($P= 0,0000$).

Uma vez que os resultados da ANOVA demonstraram significância para os fatores estudados, foi realizado o teste post-hoc Tukey HSD. Na Tabela 4 estão expostos os valores médios e os desvios-padrão de solubilidade (%) e a significância estatística para os materiais resilientes temporários avaliados nos períodos de tempo.

Tabela 4 - Valores médios percentuais e desvios-padrão (%) de solubilidade para os materiais resilientes temporários avaliados nos períodos de tempo.

Material	Período	Média±DP
Coe-Comfort	3 dias	1,89±0,30 ^{a,b,c}
Dura Conditioner	3 dias	0,28± 0,08 ^a
Dentusoft	3 dias	0,76±0,36 ^a
Visco-gel	3 dias	20,30±4,26 ^{f,g}
Softone	3 dias	4,59±0,63 ^{c,d}
Hydro -Cast	3 dias	0,38±0,17 ^a
Rite-Line	3 dias	1,91±2,62 ^{a,b,c}
Trusoft	3 dias	1,10±0,31 ^a
Coe-Soft	3 dias	2,06±0,32 ^{a,b,c}
Coe-Comfort	5 dias	2,14±0,37 ^{a,b,c}
Dura Conditioner	5 dias	0,34±0,15 ^a
Dentusoft	5 dias	0,86±0,11 ^a
Visco-gel	5 dias	21,35±3,30 ^f
Softone	5 dias	4,09±1,60 ^{c,d}
Hydro- Cast	5 dias	0,42±0,22 ^a
Rite-Line	5 dias	1,29±0,00 ^{a,b}
Trusoft	5 dias	1,06±0,58 ^a
Coe-Soft	5 dias	1,25±0,28 ^{a,b}
Coe-Comfort	7 dias	2,14±0,56 ^{a,b,c}
Dura Conditioner	7 dias	0,47±0,08 ^a
Dentusoft	7 dias	0,64±0,22 ^a
Visco-gel	7 dias	22,39±3,81 ^{f,g}
Softone	7 dias	4,74±1,80 ^d
Hydro-Cast	7 dias	0,41±0,09 ^a
Rite-Line	7 dias	1,32±0,09 ^a
Trusoft	7 dias	1,43±0,38 ^{a,b}
Coe-Soft	7 dias	1,65±0,30 ^{a,b}
Coe-Comfort	14 dias	3,35±0,70 ^{b,c,d}
Dura Conditioner	14 dias	0,57±0,11 ^a
Dentusoft	14 dias	0,83±0,12 ^a
Visco-gel	14 dias	23,59±2,24 ^h
Softone	14 dias	8,80±1,15 ^e
Hydro-Cast	14 dias	0,53±0,09 ^a
Rite-Line	14 dias	1,84±0,27 ^{a,b,c}
Trusoft	14 dias	1,59±0,46 ^a
Coe-Soft	14 dias	2,13±0,23 ^{a,b,c}

Verticalmente, letras minúsculas diferentes indicam diferenças significantes entre as condições experimentais (material e tempo) ($P<0,05$).

Pela Tabela 4, considerando cada material nos diferentes tempos de avaliação, foi possível observar que os condicionadores de tecido Coe-Comfort, Dura Conditioner, Dentusoft, Hydro-Cast e Rite-Line e os reembasadores resilientes Trusoft e Coe-Soft não apresentaram alterações significativas na solubilidade percentual média ao longo dos 14 dias de imersão em água ($P>0,05$). Os condicionadores teciduais Visco-gel e Softone não apresentaram diferenças significativas nas porcentagens de solubilidade entre os períodos de 3, 5 e 7 dias ($P<0,05$), havendo aumento dos valores apenas aos 14 dias de imersão ($P<0,05$).

A comparação entre os materiais em cada um dos períodos de avaliação demonstrou no período de 3 dias que os menores valores percentuais de solubilidade dentre os materiais testados ($P<0,05$) foram apresentados por Dura Conditioner, Hydro-Cast, Dentusoft, Trusoft, Coe-Comfort, Rite-Line, Coe-Soft, em ordem numérica crescente. Estatisticamente, esses materiais não apresentaram diferenças entre si aos 3 dias de avaliação ($P>0,05$). Valores intermediários de solubilidade foram apresentados pelo Softone que não se diferiu estaticamente apenas dos materiais Coe-Comfort, Rite-Line e Coe-Soft ($P>0,05$). A análise estatística ainda demonstrou que aos 3 dias de imersão em água, o condicionador de tecido Visco-gel apresentou o maior percentual médio de solubilidade entre os materiais avaliados ($P<0,05$) (Tabela 4).

Nos períodos de 5 e 7 dias, os materiais Coe-Comfort, Dura Conditioner, Dentusoft, Hydro-Cast, Rite-Line, Trusoft e Coe-Soft apresentaram os menores valores médios percentuais de solubilidade entre os avaliados ($P<0,05$). Estatisticamente, tais materiais não se diferiram de forma significativa entre si em ambos os períodos de avaliação (5 e 7 dias) ($P>0,05$). Aos 5 dias de avaliação, o Softone apresentou valores intermediários de solubilidade percentual, sendo estatisticamente semelhante apenas em relação ao Coe-Comfort ($P>0,05$). Já no período de 7 dias de imersão em água, os valores intermediários de solubilidade do Softone foram significativamente diferentes de todos os outros materiais avaliados ($P<0,05$). Nos períodos de 5 e 7 dias, a mais alta solubilidade porcentual entre os materiais testados foi apresentada pelo Visco-Gel ($P<0,05$) (Tabela 4).

Aos 14 dias de imersão em água, as mais baixas médias de solubilidade dentre os materiais testados foram apresentadas por Dura Conditioner, Dentusoft, Hydro-Cast, Rite-Line, Trusoft e Coe-Soft ($P<0,05$). Ainda em 14 dias de avaliação, o Coe-Comfort apresentou valores de solubilidade estatisticamente superiores àqueles obtidos com Dura Conditioner, Dentusoft, Hydro-cast e Trusoft ($P<0,05$), não se diferenciando significativamente dos materiais Rite-Line e Coe-Soft ($P>0,05$). O Softone apresentou solubilidade porcentual intermediária, sendo estatisticamente diferente dos demais materiais avaliados aos 14 dias de imersão em água ($P<0,05$). Similarmente aos demais períodos, o Visco-Gel demonstrou os mais altos valores médios de solubilidade em relação aos materiais testados em 14 dias de avaliação ($P>0,05$) (Tabela 4).

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A exposição ao meio aquoso durante a vida útil dos materiais resilientes de resina acrílica resulta simultaneamente em sorção de água e perda de plastificantes e outros componentes solúveis (GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991; PARKER; BRADEN, 1989). Consequentemente, o equilíbrio entre esses dois mecanismos é determinante no comportamento e longevidade de tais materiais (BRADEN; WRIGHT, 1983; PARKER; BRADEN, 1989).

O equilíbrio entre a liberação de componentes e a absorção de fluidos pelos materiais resilientes acrílicos está associado a características desfavoráveis como expansão, distorção, aumento da dureza e rugosidade, perda da integridade superficial, odor indesejável, aderência e colonização microbiana, alterações de cor e até mesmo o descolamento do reembasador à resina acrílica para base de prótese (ANIL; HEKIMOGLU; SAHIN, 1999; HAYAKAWA et al., 1997; KAWANO et al., 1994; MANCUSO et al., 2009; PARKER; BRADEN, 1989; PISANI et al., 2010). A perda de plastificantes e álcool pelos materiais resilientes à base de acrílica reduz sua viscoelasticidade e capacidade de absorção de impactos, minimizando o conforto proporcionado pelos mesmos (QUDAH; HUGGETT; HARRISON, 1991) e, até mesmo, causando irritação das áreas de suporte das próteses (JONES et al., 1988). Esses fatores tornam a capacidade de sorção e solubilidade dos materiais acrílicos para base de prótese duas de suas principais propriedades. Estas podem ser influenciadas por diversos fatores tais como composição, peso molecular e concentração dos agentes plastificantes, presença e concentração de álcool etílico, proporção pó-líquido, características hidrofílicas dos polímeros e presença física de espaços, esta última marcante nos materiais resilientes para assegurar sua maciez (CANAY et al., 1999; GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991; JONES et al., 1988; MURATA et al., 1998; MURATA et al., 1994). Considerando os aspectos anteriormente descritos, o presente estudo avaliou a sorção de água e a solubilidade de sete condicionadores de tecido e dois reembasadores temporários ao longo de 14 dias. Pelos resultados obtidos, a hipótese testada foi parcialmente aceita já que valores percentuais de sorção de água e solubilidade dos materiais resilientes

temporários avaliados geralmente variaram entre eles e, às vezes, aumentaram em função do tempo de imersão em água, sobretudo após 7 dias de avaliação.

Os materiais resilientes à base de resina acrílica quimicamente ativada para reembasamento de próteses removíveis geralmente consistem de um pó de polietil metacrilato ou copolímero e um líquido contendo etanol e plastificante. Quando o pó é adicionado ao líquido, o polímero é dissolvido na mistura de plastificante e álcool, resultando em um entrelaçamento de cadeias poliméricas e formação de gel (GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991; JONES et al., 1988). O agente plastificante é comumente formado por moléculas grandes como ocorre nos ésteres aromáticos, amplamente utilizado nos líquidos dos condicionadores teciduais e reembasadores resilientes temporários (BRADEN, 1970; SINGH et al., 2010). A distribuição das largas moléculas de plastificante minimiza o entrelaçamento das cadeias poliméricas e, assim, permite que cadeias individuais deslizem umas sobre as outras. Essa movimentação promove alterações rápidas na forma dos materiais resilientes quimicamente ativados, levando ao efeito de amortecimento aos tecidos de suporte das próteses (BRADEN, 1970). Os líquidos dos materiais utilizados com essa finalidade clínica não contêm monômeros acrílicos. Logo, esses materiais são considerados temporários, diferentemente daqueles ativados termicamente, que são mais duráveis e podem ser utilizados em longo prazo (PARR; RUEGGEBERG, 2002; SINGH et al., 2010).

É bem estabelecido na literatura que, na resina acrílica, a absorção de água causa uma ligeira expansão da massa polimerizada e ao mesmo tempo interfere no entrelaçamento da cadeia polimérica agindo como um plastificante, o que altera as características físicas do material (ANUSAVICE; ZHANG; SHEN, 2006; MELOTO et al., 2006). Nos materiais resilientes à base de resina acrílica, sobretudo os temporários, cuja resiliência é atribuída à alta concentração de plastificantes e solventes, a perda desses componentes para o meio aquoso é muito superior ao efeito plastificante da água (BRADEN; WRIGHT, 1983). Consequentemente, a longevidade desses polímeros se torna comprometida em detrimento da perda de sua resiliência e capacidade de absorção de impactos, o que reduz o conforto proporcionado pelos mesmos (QUDAH; HUGGETT; HARRISON, 1991).

Os resultados deste estudo mostraram que o condicionador de tecido Coe-Comfort e os reembasadores resilientes Coe-Soft e Trusoft não apresentaram diferenças estatisticamente significantes para a sorção de água nos diferentes períodos de imersão em água. Já para os demais materiais, houve um aumento significativo da sorção de água entre os períodos de 7 e 14 dias. É esperado que, reembasadores resilientes temporários como o Trusoft e Coe-Soft, apresentem uma menor quantidade de plastificante e álcool em relação aos condicionadores teciduais (BRADEN, 1970; SINGH et al., 2010). Em situações clínicas, os condicionadores de tecido são recomendados idealmente por três ou quatro dias e seu uso não deve ultrapassar o período de duas semanas (HONG et al., 2008; HONG et al., 2012a; MURATA et al., 2001). Para um reembasador temporário à base de resina acrílica, o tempo médio de vida clínica para que o material possa desempenhar adequadamente suas funções é de 14 dias (BAL; YAVUZYILMAZ; YÜCEL, 2008; CHOW; MATEAR; LAWRENCE, 1999; NIKAWA et al., 1994; SCHNEID, 1992). Os plastificantes de ftalato são adicionados aos líquidos dos materiais resilientes acrílicos para reduzir a absorção de água devido à sua alta hidrofobicidade e capacidade de preencher os microespaços existentes no polímero (KALACHANDRA; TURNER, 1989). Entretanto, essa capacidade é restringida com o tempo uma vez que esses plastificantes são difundidos gradualmente para a superfície do polímero e lixiviados pelo meio aquoso externo (JONES et al., 1988). De acordo com os fabricantes, pela baixa concentração de plastificantes, os reembasadores temporários testados neste estudo (Trusoft e Coe-Soft) podem ser clinicamente utilizados por até 6 meses.

No entanto, na presente investigação, o Coe-Comfort, diferentemente dos demais condicionadores teciduais testados, não apresentou alteração da sorção de água percentual, mesmo após 7 dias de imersão em água. Além disso, para todos os períodos avaliados, as menores médias porcentuais de sorção de água dentre os materiais testados foram observadas para o Coe-Comfort ($2,23 \pm 0,53$ a $2,99 \pm 0,49\%$). Independentemente do tempo de imersão, os valores médios percentuais mais próximos aos do Coe-Comfort foram apresentados pelo Trusoft ($3,71 \pm 1,65$ a $5,76 \pm 1,25\%$) e Softone ($2,90 \pm 1,08$ a $7,22 \pm 2,38$). Médias superiores e intermediárias foram apresentadas pelos materiais Rite-Line, Dura Conditioner, Hydro-Cast, Coe-Soft e Dentusoft ($4,75 \pm 0,62$ a $11,14 \pm 1,85\%$), sendo a mais alta sorção de água

demonstrada pelo Visco-gel ($12,06 \pm 0,93$ a $16,62 \pm 0,87\%$), independentemente do período de avaliação. Esses resultados podem ser atribuídos às diferentes composições apresentadas pelos materiais resilientes temporários. Contudo, os fabricantes dos materiais resilientes de curta duração selecionados para esta investigação trazem pouca ou nenhuma descrição sobre as concentrações dos agentes plastificantes e do álcool presentes nos líquidos. Há pouca informação nas bulas desses produtos, inclusive em relação ao tipo de plastificante e polímero contidos nas formulações. Outra dificuldade em relação à composição dos materiais é grande variabilidade encontrada no MSDS (Material Safety Data Sheet) para um mesmo produto ou, ainda, a inexistência dessa informação.

A absorção de água de uma resina acrílica tem sido atribuída principalmente à hidrofiliabilidade do polímero (KALACHANDRA; KUSY, 1991), a qual está relacionada à habilidade da molécula de água em se difundir para o interior da matriz, enquanto que a elasticidade e a resistência das ligações determinam o quanto o material aumenta em sua dimensão. É conhecido que a hidrofiliabilidade de um polímero aumenta de acordo com o número de grupos de hidrocarbonetos presente no mesmo (HONG et al., 2012b). Hong et al. (2012b) observou maior nível de sorção de água nas amostras de polietil metacrilato quando comparado às de outros polímeros como o poli (n-butil metacrilato). De acordo o MSDS, o poletil metacrilato associado ou não ao polimetil metacrilato é o polímero que faz parte da composição dos pós de todos os materiais resilientes avaliados neste estudo. No entanto, o Coe-Comfort contém até 10% de undecilenato de zinco, componente adicionado ao seu polímero com o intuito de minimizar o odor e proliferação de fungos. Esse composto possui alto peso molecular ($431,91\text{g/mol}$), o que dificulta a absorção de água pelo polímero, que no caso do polietil metacrilato dos materiais testados, apresenta baixo peso molecular ($114,14\text{g/mol}$). Apesar do Coe-Soft também conter undecilenato de zinco, sua concentração na matriz polimérica é inferior (em torno de 5%) àquela presente no Coe-Comfort, o que pode explicar a menor sorção de água observada para este último. Ainda, a presença do undecilenato de zinco pode ter contribuído para estabilizar a sorção de água do Coe-Soft ao longo dos 14 dias de avaliação.

Além da hidrofiliabilidade, outros fatores relacionados ao polímero como densidade da matriz e porosidade podem interferir com o grau de sorção de água. Diferentemente das resinas acrílicas com alto grau de polimerização, os materiais resilientes como os testados neste estudo apresentam matriz com baixa densidade devido ao menor entrelaçamento das cadeias poliméricas o que, apesar de aumentar a flexibilidade, resulta em maior difusão de água para seu interior (PARR; RUEGGERBERG, 1999). Ao mesmo tempo, a manipulação dos polímeros acrílicos e plastificantes pode levar à incorporação de bolhas de ar, com consequente formação de microporos no interior da matriz, facilitando a absorção de água (BRADEN; WRIGHT, 1983). Todos esses achados demonstram que o mecanismo primário envolvido na sorção é a absorção de água. Apesar disso, essa propriedade envolve também o mecanismo da adsorção, que se refere à formação de pontes de hidrogênio entre a água e os grupos carboxílicos, mesmo esterificados, sendo assim dependente da composição química do polímero (CANAY et al., 1999), como relatado anteriormente.

De acordo com os resultados, os condicionadores de tecido Coe-Comfort, Dura Conditioner, Dentusoft, Hydro-Cast e Rite-Line e os reembasadores resilientes Trusoft e Coe-Soft não apresentaram alterações significativas nos valores percentuais médios de solubilidade ao longo dos 14 dias de avaliação. Já os condicionadores teciduais Visco-gel e Softone não mostraram diferenças significativas na solubilidade porcentual entre os períodos de 3, 5 e 7 dias, exibindo aumento dos valores apenas aos 14 dias de imersão em água. Similarmente ao observado com a sorção de água, as maiores médias de solubilidade foram apresentadas pelo Visco-Gel, independentemente do período de avaliação. Mesmo que não tenha havido diferenças estatisticamente significantes para solubilidade entre os reembasadores resilientes temporários Trusoft e Coe-Soft e os condicionadores teciduais Dura Conditioner, Hydro-Cast, Rite-Line e Dentusoft nos diferentes períodos de imersão em água, esses três últimos, surpreendentemente, apresentaram numericamente as menores médias de solubilidade ao longo de todo o experimento. De acordo com o MSDS, o líquido do Dura Conditioner é composto basicamente por 2-etilhexil difenil fosforado (90 a 95%), apresentando outros componentes em menores quantidades [5 a 10% de bis (2-etilhexil) fenil fosforado e 1 a 5% de fosfato de trifênila]. Segundo o MSDS, o líquido do Hydro-Cast apresenta

basicamente benzil butil ftalato (80 a 90%), além de etanol (10 a 20%) e acetona (1 a 5%). Descrição semelhante foi encontrada no estudo de Hong et al. (2012a) em relação às porcentagens de álcool (12,4%) e benzil butil ftalato (87,6%) presentes no líquido do Hydro-Cast. Não há descrição da formulação do Dentusoft no MSDS e os estudos que mencionaram os componentes presentes em seu líquido (dibutil ftalato e álcool) não especificaram suas concentrações.

Quanto menor o peso molecular do plastificante e maior a concentração desse componente bem como de álcool etílico em um material resiliente, maior é sua perda de peso e porcentagem de solubilidade durante a armazenagem em água (MURATA et al., 2001). Os pesos moleculares do 2-etilhexil difenil fosforado (362,40g/mol) e do benzil butil ftalato (312,37g/mol) são inferiores ao do dibutil ftalato (278,34g/mol) presente na maioria dos materiais resilientes temporários testados neste estudo, o que poderia justificar os menores valores de solubilidade apresentados pelo Dura Conditioner ($0,28 \pm 0,08$ a $0,57 \pm 0,11\%$) e Hydro-Cast ($0,38 \pm 0,17$ a $0,53 \pm 0,09\%$). Apesar de apresentar médias numericamente mais altas de solubilidade em relação a esses dois últimos materiais, o Dentusoft demonstrou baixos valores ($0,76 \pm 0,36$ a $0,86 \pm 0,11\%$), além de boa estabilidade dessa propriedade ao longo de 14 dias de imersão em água. Isso não era esperando considerando a presença do dibutil ftalato em sua composição e recomendação do próprio fabricante, que contraindica esse material por período prolongado. Assim, é possível supor que as concentrações desse plastificante assim como a de álcool do Dentusoft sejam inferiores aos dos demais materiais deste estudo que apresentaram médias intermediárias ou altas de solubilidade. Os resultados obtidos com a baixa solubilidade e estabilidade do Hydro-Cast ao longo do tempo de imersão estão em acordo com o estudo Hong et al. (2012a), que postularam que o alto peso molecular do seu plastificante reduz sua lixiviação e, embora possua grande perda de etanol em até 24h, o que resulta em alterações de suas propriedades dinâmicas, esse material pode ser utilizado clinicamente por até 14 dias.

Como descrito, além de apresentarem-se estáveis em relação à solubilidade durante 14 dias, os reembasadores temporários Coe-Soft ($1,25 \pm 0,28$ a $2,13 \pm 0,23\%$) e Trusoft ($1,06 \pm 0,58$ a $1,590,46\%$) e o condicionador de tecido Rite-Line ($1,29 \pm 0,00$ a $1,91 \pm 2,62\%$) apresentaram valores médios semelhantes e numericamente

superiores àqueles dos materiais Dura Conditioner, Hydro-Cast e Dentusoft, embora tais diferenças não tenham sido consideradas estatisticamente significativas. Apesar de ser um condicionador tecidual, o Coe-Comfort também se manteve estável em relação à solubilidade ao longo de todo período de avaliação, com valores baixos ($1,89 \pm 0,30$ a $3,35 \pm 0,70\%$) e estatisticamente semelhantes aos dos materiais Dura Conditioner, Hydro-Cast, Dentusoft, Trusoft, Rite-Line e Coe-Soft em até 7 dias de imersão em água. Em 14 dias, apesar de apresentar valores numericamente mais altos, o Coe-Comfort não se mostrou significativamente diferente dos materiais Rite-Line e Coe-Soft em relação à solubilidade. Esses resultados favoráveis obtidos para os materiais supracitados também podem estar relacionados à composição dos seus líquidos. Não há informação no MSDS para o condicionador tecidual Rite-Line, assim como não foram encontrados estudos prévios que tenham utilizado este material. O fabricante descreve que o líquido do Rite-Line é composto basicamente ($<80\%$) de um plastificante de dialquil ftalato, mas sem especificações do seu tipo. Outros componentes como metil metacrilato ($<20\%$) e toluidina ($<5\%$) também estão descritos na formulação do líquido, não sendo notificada a presença de álcool etílico. Assim, é possível que o plastificante principal de dialquil ftalato possua um peso molecular suficientemente alto para justificar a baixa solubilidade do Rite-Line ao longo dos 14 dias de avaliação. Outro fator que pode ter contribuído para esse resultado é a ausência do álcool etílico em sua composição. De acordo com o MSDS, o líquido do Trusoft apresenta em sua composição etanol (15 a 25%) e benzil butil ftalato (50 a 85%), este último com peso molecular superior ao do dibutil ftalato conforme descrito previamente, o que pode ter contribuído para a baixa solubilidade preservada ao longo da avaliação. O fabricante não traz maiores informações sobre a composição do material e os estudos relacionados (BAIL et al., 2014; DE ANDRADE LIMA CHAVES et al., 2014) descrevem apenas os dois componentes supracitados na formulação de seu líquido, sem especificar as concentrações. Segundo o MSDS, o líquido do Coe-Soft apresenta salicilato de benzila (36,9%) e álcool etílico (15,2%), composição semelhante à encontrada no SDS (Safety Data Sheet) disponível no site do fabricante deste material (25 a 50% de salicilato de benzila e 10 a 20% de álcool etílico). Apesar disso, no estudo de Jones et al. (1988) foi identificado no líquido do Coe-Soft a presença de grande quantidade do plastificante dibutil ftalato (49,7%), além dos compostos salicilato de

benzila (35,1%) e álcool etílico (15,2%). O plastificante dibutil ftalato também foi descrito como componente do líquido do Coe-Soft no estudo de Huh et al. (2014) em concentração de 30 a 60%. Segundo o MSDS, o líquido do Coe-Comfort apresenta 65,6% de benzoato de benzila e 7,03% de álcool etílico, não sendo descrito nenhum outro componente a mais. Essa composição é semelhante àquela descrita nos estudos de Graham, Jones e Sutow (1991) e Hong et al. (2012a) para o líquido do material: 87,3% de benzoato de benzila, 4,5% dibutil ftalato e 8,2% de álcool etílico. O SDS do Coe-Comfort apresenta uma formulação mais completa do líquido, mas com porcentagens variáveis: 50 a 70% benzoato de benzila, 5 a 10% de álcool etílico, menos de 1% de óleo de menta e menos de 0,5% de hidroxitolueno butilado. Os pesos moleculares do salicinato de benzila (228,24g/mol) e do benzoato de benzila (212,08g/mol) são próximos àqueles do dibutil ftalato (278,34g/mol). Embora o Coe-Soft e o Coe-Comfort possuam alta concentração de plastificante de baixo peso molecular, os materiais podem ter apresentado maior retenção dos componentes em sua estrutura ao longo do período de imersão em água, sugerindo que a lixiviação de ftalato não está relacionada apenas à maior concentração absoluta inicial do plastificante no material (ELSEMANN et al., 2008). Hong et al. (2012a), em uma avaliação de viscoelasticidade dinâmica e lixiviação dos plastificantes de vários condicionadores teciduais, concluíram que apesar do Coe-Comfort ter apresentado maior lixiviação de plastificante em relação aos demais materiais e, portanto, ser mais indicado para fins de condicionamento, poderia ser utilizado clinicamente de forma adequada por até 14 dias, corroborando com os resultados de sorção de água e solubilidade observados para esse material no presente estudo.

O Softone apresentou valores intermediários de solubilidade ($4,09 \pm 1,60$ a $8,80 \pm 1,15\%$), os quais foram numericamente superiores comparados a todos os materiais testados, exceto Visco-gel. Em até 5 dias de imersão em água, a solubilidade do Softone foi estatisticamente semelhante a do Coe-Comfort, entretanto, após o período de 7 dias, os valores médios percentuais foram significativamente superiores aos de todos os materiais, exceto Visco-gel. O MSDS do Softone descreve que o líquido contém alquil ftalato e álcool, mas não especifica o tipo de plastificante nem as concentrações desses componentes. Pelo SDS disponibilizado pelo fabricante, o Softone contém em seu líquido 45 a 55% de dibutil

ftalato, 15 a 25% de dietil ftalato e 15 a 25% de álcool. Embora não especifiquem as porcentagens, alguns autores descreveram que os plastificantes do Softone corresponde aos compostos de dibutil ftalato (222,24g/mol) e benzoato de benzila (HONG et al., 2008) ou, ainda, a apenas um alil ftalato (ELSEMANN et al, 2008). Apesar das diferenças entre as composições relatadas, todas indicam que o Softone apresenta plastificante(s) de baixo molecular, o que poderia explicar a maior lixiviação de componente e, conseqüentemente, maior solubilidade apresentada pelo material, sobretudo após 7 dias, haja vista que se trata de um condicionador tecidual. Esses resultados concordam com o estudo de Elsemann et al. (2008), que mostraram que entre os dias 3 e 7 não houve perda significativa de ftalato para o Softone. Segundo Shylesh Kumar et al. (2013), o Softone foi considerado adequado para condicionamento tecidual e moldagem funcional uma vez que foi o material que apresentou, dentre os demais testados, as melhores propriedades de alteração dimensional, plasticidade e escoamento após 30 min de sua mistura.

Neste estudo, a maior solubilidade percentual entre os materiais testados foi apresentada pelo Visco-gel em todos os períodos de avaliação ($20,30 \pm 4,26$ a $23,59 \pm 20,24\%$). Apesar disso, em até 7 dias de imersão em água, o Visco-gel se manteve estável, não apresentando alterações significativas dos valores médios percentuais de solubilidade neste período. Esses resultados concordam com os obtidos por Monzavi et al. (2013), que consideraram o Visco-gel adequado para reembasamento temporário em razão de sua alta viscosidade inicial e pequena alteração dessa propriedade em até 7 dias de imersão em água, além do mais elevado nível de elasticidade. De acordo com o MSDS, o líquido do Visco-gel contém mais de 50% de butoxi carbonil metil butil ftalato (336,38g/mol), 2,5 a 10% de etanol e 2,5 a 10% de butil ftalato. Jones et al. (1988), por meio de cromatografia gasosa e cromatografia gasosa acoplada à espectrometria de massa, identificaram os mesmos componentes no líquido do Visco-gel, mas com proporções mais definidas: 86,9% de butil ftalato butil glicolato (fornecido como sinônimo do butoxi carbonil metil butil ftalato), 8,2% de dibutil ftalato e 4,9% de etanol. Já o MSD informado pelo fabricante descreve como componentes do líquido apenas o trietil citrato (276,28g/mol) em concentrações de 50 a 100% e o álcool etílico em proporção de 2,5 a 10%. Os valores percentuais do Visco-Gel foram bem elevados em relação aos demais materiais, com diferenças variando da ordem de 4,5

(Softone) a 100 vezes (Dura Conditioner). Esses resultados são difíceis de explicar, considerando a baixa porcentagem de álcool que o Visco-gel apresenta, além do fato de seu provável e principal plastificante possuir alto peso molecular. É possível supor que o material tenha apresentado maior retenção dos componentes em sua estrutura ao longo do período de imersão em água tal como postulado por Elsemann et al. (2008). Da mesma forma, diferentemente do observado neste estudo, Murata et al. (2001) observaram menor porcentagem de solubilidade para o Visco-Gel (4,0%) em comparação aos condicionadores teciduais testados, incluindo Coe-Comfort e Hydro-Cast. No estudo de Dinçkal Yanikoglu e Yeşil Duymuş (2004), o Visco-gel, apesar de ser o material que mais sofreu alteração de sorção de água e solubilidade ao longo do tempo quando comparado a outros materiais resilientes de curto e longo prazo, teve seus valores de solubilidade (3,43%) com médias próximas às obtidas no estudo de Murata et al. (2001). É importante ressaltar que todos os procedimentos metodológicos do presente estudo foram realizados por um único operador (MURATA et al., 2010), de forma padronizada, nas mesmas condições ambientes de temperatura e umidade, o que resultou em baixos valores de desvios-padrão para ambas as propriedades e todos materiais testados. Assim, os altos valores de sorção de água e solubilidade exibidos pelo Visco-gel nesta investigação em comparação aos obtidos nos estudos supracitados também podem estar relacionados a condições experimentais tais como volatilidade do etanol do líquido do material durante a preparação das amostras (MURATA et al., 2010) e, até mesmo, ao lote do produto. Jones et al. (1991) encontrou diferentes composições para um mesmo material resiliente temporário (Veltec) pertencente a lotes diferentes.

Além dos plastificantes, é relevante considerar a presença do etanol nos materiais resilientes de curta duração. Foi demonstrado que o álcool etílico presente nos condicionadores de tecido é completamente lixiviado dentro de 24h de armazenagem em água a 37°C (JONES et al., 1988). Nesse primeiro momento, a lixiviação do etanol é maior que a perda do plastificante. Apesar dos condicionadores de tecido apresentarem alta maciez inicial, a rápida perda de etanol e plastificante resulta em aumento significativo da dureza (PINTO et al., 2004; BUENO et al., 2012) e solubilidade (MURATA et al., 2001), limitando a vida útil desses materiais a um período relativamente curto. Hong et al. (2012a) observaram,

em 24h de imersão em água, rápidas alterações nos padrões reológicos dos materiais Hydro-Cast e Soft Conditioner em relação aos materiais Coe-Comfort e Visco-gel, o que foi atribuído às maiores concentrações de álcool etílico dos primeiros. Isso sugere que apesar da perda de etanol remeter à alteração de viscoelasticidade, não necessariamente implica em alteração de peso do material, pois foi postulado que a absorção de água ocorre antes de qualquer perda significativa de plastificante de éster (JONES et al., 1991). Tais achados podem explicar o fato da solubilidade dos materiais testados neste estudo não variarem significativamente em até 7 dias, mesmo que tenha, portanto, ocorrido lixiviação do álcool em 24h.

É importante ressaltar que os fatores discutidos previamente para sorção de água dos materiais resilientes em relação à porosidade e características hidrofílicas dos polímeros, além da polaridade dos plastificantes, também tem sido associados à sua solubilidade, explicando as diferenças entre os valores médios obtidos entre aqueles testados nesta investigação (CANAY et al., 1999; CASEY; SCHEER, 1993).

Com exceção do Visco-gel, neste estudo, os valores médios percentuais de sorção de água na maioria dos casos foram superiores àqueles de solubilidade corroborando com resultados de outros estudos (DINCKAL YANIKOGLU; YESIL DUYMUS, 2004; EL-HADARY; DRUMMOND, 2000; KAZANJI; WATKINSON, 1988; MELLO et al., 2015). Quando o processo de sorção de água é superior ao de solubilidade ocorre expansão do material, resultante do aumento de massa e volume (KAZANJI; WATKINSON, 1988; MURATA et al., 2001).

Diferentemente do que ocorre com as resinas acrílicas termopolimerizáveis para base de prótese, não existem normas internacionais para determinação de valores de sorção e água e solubilidade clinicamente aceitáveis para os materiais resilientes de curta duração. Ainda, os poucos estudos sobre tais propriedades em materiais resilientes temporários utilizaram diferentes tamanhos de amostras e fórmulas para obtenção dos valores, o que dificulta a comparação de resultados. Neste estudo, com base nas normas da ISO e na literatura pertinente, esses parâmetros foram definidos da melhor forma possível para padronização experimental, como descrito previamente.

Dentro das condições *in vitro* avaliadas, ao se considerar os resultados obtidos para as duas propriedades estudadas, simultaneamente, o melhor comportamento para utilização em procedimentos de moldagens funcionais e condicionamento tecidual por até 7 dias foi demonstrado para os materiais Coe-Comfort, Dura Conditioner, Hydro-Cast, Dentusoft Rite-Line, Coe-Soft e Trusoft (Sorção de água: 2,23 a 8,72%; Solubilidade: 0,28 a 2,14%). Para utilização em reembasamentos temporários, o condicionador tecidual Coe-Comfort e os reembasadores resilientes de curta duração Trusoft e Coe-Soft foram os materiais que apresentaram o melhor comportamento para sorção de água (2,23 a 7,35%) e solubilidade (1,10 a 3,35%) em termos de baixos valores mantidos por um período de 14 dias. No entanto, os valores percentuais limítrofes de sorção de água e solubilidade para os períodos de 7 e 14 dias estabelecidos neste trabalho *in vitro* devem ser aplicados às condições clínicas com cautela. Durante seu uso na cavidade bucal, os reembasadores resilientes podem sofrer estresses adicionais como alterações térmicas, variações de pH e deformação pela carga oclusal. Tem sido sugerido que a imersão em água destilada não reproduz a magnitude e velocidade das alterações das propriedades observadas clinicamente (JEPSON; MCCABE; STORER, 1993; YILMAZ et al., 2004). Adicionalmente, a perda dos componentes lixiviáveis ocorre de forma mais acelerada em razão do próprio ambiente bucal (GRAHAM; JONES; SUTOW, 1991) e dos alimentos e métodos de limpeza adotados pelo paciente (MURATA et al., 1996). Por isso, uma avaliação final do desempenho dos materiais resilientes temporários somente poderia ser determinada por meio de estudos clínicos *in vivo*.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada e considerando as limitações deste estudo in vitro, foi possível concluir que:

- ✓ A menor sorção de água foi observada para o Coe-Comfort, sendo os valores médios mais próximos obtidos pelos materiais Softone e Trusoft. Médias superiores e intermediárias foram apresentadas pelos materiais Rite-Line, Dura Conditioner, Hydro-Cast, Coe-Soft e Dentusoft;
 - ✓ O condicionador de tecido Coe-Comfort e os reembasadores resilientes Coe-Soft e Trusoft não apresentaram diferenças estatisticamente significante para a sorção de água nos diferentes períodos de imersão em água. Houve um aumento significativo da sorção de água entre os períodos de 7 e 14 dias para todos os demais materiais resilientes de curta duração testados;
 - ✓ Em todos os períodos de avaliação e de forma semelhante estatisticamente, as menores médias de solubilidade foram observadas para os condicionadores de tecido Dura Conditioner, Dentusoft, Hydro-Cast e Rite-Line e os reembasadores resilientes Trusoft e Coe-Soft.
 - ✓ Os materiais Coe-Comfort, Dura Conditioner, Dentusoft, Hydro-Cast, Rite-Line Trusoft e Coe-Soft não apresentaram alterações significativas nos valores percentuais médios de solubilidade ao longo dos 14 dias de imersão em água. Os materiais Softone e Visco-gel exibiram maiores valores percentuais médios de solubilidade aos 14 dias de imersão em água em comparação aos demais períodos de avaliação;
 - ✓ Independentemente do período de avaliação, o Visco-gel apresentou significativamente as maiores médias percentuais de sorção de água e solubilidade entre os materiais avaliados.
-
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ANIL N, HEKIMOGLU C, SAHIN S. Color Stability of Heat-Polymerized and Autopolymerized Soft Denture Liners. **J Prosthet Dent**. 1999 Apr;81(4):481-4.

ANUSAVICE KJ, ZHANG NZ, SHEN C. Controlled Release of Chlorhexidine from Udma-Tegdma Resin. **J Dent Res**. 2006 Oct;85(10):950-4.

ARENDORF TM, WALKER DM. Denture Stomatitis: A Review. **J Oral Rehabil**. 1987 May;14(3):217-27.

BAIL M, JORGE JH, URBAN VM, CAMPANHA NH. Surface roughness of acrylic and silicone-based soft liners: in vivo study in a rat model. **J Prosthodont**. 2014 Feb;23(2):146-51. doi: 10.1111/jopr.12074. Epub 2013 Jul 22. PubMed PMID: 23875942.

BAL BT, YAVUZYILMAZ H, YÜCEL M. A Pilot Study to Evaluate the Adhesion of Oral Microorganisms to Temporary Soft Lining Materials. **J Oral Sci**. 2008 Mar;50(1):1-8.

BANTING DW, GREENHORN PA, MCMINN JG. Effectiveness of a Topical Antifungal Regimen for the Treatment of Oral Candidiasis in Older, Chronically Ill, Institutionalized, Adults. **J Can Dent Assoc**. 1995 Mar;61(3):199-200, 3-5.

BANTING DW, HILL SA. Microwave Disinfection of Dentures for the Treatment of Oral Candidiasis. **Spec Care Dentist**. 2001 21(1):4-8.

BARBEAU J, Seguin J, Goulet JP, de Koninck L, Avon SL, Lalonde B, et al. Reassessing the Presence of Candida Albicans in Denture-Related Stomatitis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 2003 Jan;95(1):51-9.

BARNABE W, DE MENDONCA NETO T, PIMENTA FC, PEGORARO LF, SCOLARO JM. Efficacy of Sodium Hypochlorite and Coconut Soap Used as Disinfecting Agents in the Reduction of Denture Stomatitis, Streptococcus Mutans and Candida Albicans. **J Oral Rehabil**. 2004 May;31(5):453-9.

BUDTZ-JÖRGENSEN E, BERTRAM U. Denture stomatitis. I. The etiology in relation to trauma and infection. **Acta Odontol Scand**. 1970 Mar;28(1):71-92.

BUDTZ-JORGENSEN E. The Significance of Candida Albicans in Denture Stomatitis. **Scand J Dent Res**. 1974 82(2):151-90

BUDTZ-JORGENSEN E. Etiology, Pathogenesis, Therapy, and Prophylaxis of Oral Yeast Infections. **Acta Odontol Scand**. 1990 Feb;48(1):61-9

BUENO, MG, LIMA, JFM, SOUSA, EJB, SOARES, S, URBAN, VM, NEPPELENBROEK, KH. Hardness of Temporary Liners Modified by Antimicrobial MICs for C.albicans. In: IADR 90th General Session; 2012; Foz do Iguaçu, PR [anais eletrônicos]. Bauru: USP; 2012 [acesso em 2013 jun 28]. Disponível em: <http://iadr.confex.com/iadr/2012rio/webprogram/Paper163099.html>.

BRADEN M. Tissue Conditioners. I. Composition and Structure. **J Dent Res**. 1970 JanFeb;49(1):145-8.

BRADEN M, WRIGHT PS. Water Absorption and Water Solubility of Soft Lining Materials for Acrylic Dentures. **J Dent Res**. 1983 Jun;62(6):764-8.

BRADEN M, WRIGHT PS, PARKER S (1995) Soft lining materials—a review. **Euro J Prosthodont Restor Dent** 3:163–174

BULAD K, TAYLOR RL, VERRAN J, MCCORD JF. Colonization and Penetration of Denture Soft Lining Materials by Candida Albicans. **Dent Mater**. 2004 Feb;20(2):167-75.

BROWN D. Resilient Soft Liners and Tissue Conditioners. **Br Dent J**. 1988 Jun;164(11):357-60.

BRUZELL EM, MORISBAK E, TØNNESEN HH. Studies on Curcumin and Curcuminoids. Xxix. Photoinduced Cytotoxicity of Curcumin in Selected Aqueous Preparations. **Photochem Photobiol Sci**. 2005 Jul;4(7):523-30.

CANAY S, HERSEK N, TULUNOĞLU I, UZUN G. Evaluation of Colour and Hardness Changes of Soft Lining Materials in Food Colorant Solutions. **J Oral Rehabil**. 1999 Oct;26(10):821-9.

CASEY DM, SCHEER EC. Surface Treatment of a Temporary Soft Liner for Increased Longevity. **J Prosthet Dent**. 1993 Mar;69(3):318-24.

CHOW CK, MATEAR DW, LAWRENCE HP. Efficacy of Antifungal Agents in Tissue Conditioners in Treating Candidiasis. **Gerodontology**. 1999 Dec;16(2):110-8.

COELHO CM, SOUSA YT, DARE AM. Denture-Related Oral Mucosal Lesions in a Brazilian School of Dentistry. **J Oral Rehabil**. 2004 Feb;31(2):135-9.

CROSTHWAITE HJ. The use of a temporary soft-lining material. Ohio **Dent J**. 1980 Mar;54(3):28

CHLADEK, G., ŻMUDZKI, J., MALARA, P., DOBRZAŃSKI, L. A., & KRAWCZYK, C. Influence of introducing silver nanoparticles on tribological characteristics of soft liner. **Archives of Materials Science**, V. 6, p. 6, 2013.

DAVENPORT JC. The Oral Distribution of Candida in Denture Stomatitis. **Br Dent J**. 1970 Aug 18;129(4):151-6.

DAVENPORT J. The Denture Surface. **British dental journal**. 1972 133(3):101.

DE ANDRADE LIMA CHAVES C, DE SOUZA COSTA CA, VERGANI CE, CHAVES DE SOUZA PP, MACHADO AL. Effects of soft denture liners on L929 fibroblasts, HaCaT keratinocytes, and RAW 264.7 macrophages. **Biomed Res Int**. 2014;2014:840613. doi: 10.1155/2014/840613. Epub 2014 Sep 11

DINÇKAL YANIKOĞLU N, YESİL DUYMUS Z. Comparative Study of Water Sorption and Solubility of Soft Lining Materials in the Different Solutions. **Dent Mater J**. 2004 Jun;23(2):233-9.

EL-HADARY A, DRUMMOND JL. Comparative Study of Water Sorption, Solubility, and Tensile Bond Strength of Two Soft Lining Materials. **J Prosthet Dent**. 2000 Mar;83(3):356-61.

ELSEMANN RB, COSME DC, SOUTO AA, DA SILVA DF, DE MELLO JS, SHINKAI RS. Degradation of Tissue Conditioners in Complete Dentures: An in Situ Study. **Int J Prosthodont**. 2008 Nov-Dec;21(6):486-8.

EVREN BA, ULUDAMAR A, IŞERI U, OZKAN YK. The Association between Socioeconomic Status, Oral Hygiene Practice, Denture Stomatitis and Oral Status in Elderly People Living Different Residential Homes. **Arch Gerontol Geriatr**. 2011 Nov-Dec;53(3):252-7.

FARRELL DJ. Tissue Conditioning and Tissue Conditioners. **Dent Clin North Am**. 1975 Apr;19(2):255-68.

FIGUEIRAL MH, AZUL A, PINTO E, FONSECA PA, BRANCO FM, SCULLY C. Denture-Related Stomatitis: Identification of Aetiological and Predisposing Factors - a Large Cohort. **J Oral Rehabil**. 2007 Jun;34(6):448-55.

GARCIA RM, LÉON BT, OLIVEIRA VB, DEL BEL CURY AA. Effect of a denture cleanser on weight, surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. **J Prosthet Dent**. 2003 May;89(5):489-94.

GEERTS GA, STUHLINGER ME, BASSON NJ. Effect of an Antifungal Denture Liner on the Saliva Yeast Count in Patients with Denture Stomatitis: A Pilot Study. **J Oral Rehabil**. 2008 Sep;35(9):664-9.

GENDREAU L, LOEWY ZG. Epidemiology and Etiology of Denture Stomatitis. **J Prosthodont**. 2011 Jun;20(4):251-60.

GOLL G, SMITH DE, PLEIN JB. The Effect of Denture Cleansers on Temporary Soft Liners. **J Prosthet Dent**. 1983 Oct;50(4):466-72.

GRAHAM BS, JONES DW, SUTOW EJ. Clinical Implications of Resilient Denture Lining Material Research. Part II: Gelation and Flow Properties of Tissue Conditioners. **J Prosthet Dent**. 1991 Mar;65(3):413-8.

HARRISON A (1981) Temporary soft lining materials: a review of their uses. **Br Dent J** 151:419–422

HAYAKAWA I, TAKAHASHI Y, MORIZAWA M, KOBAYASHI S, NAGAO M. The Effect of Fluorinated Copolymer Coating Agent on Tissue Conditioners. **Int J Prosthodont**. 1997 JanFeb;10(1):44-8.

HERMANN C, MESQUITA MF, CONSANI RL, HENRIQUES GE. The Effect of Aging by Thermal Cycling and Mechanical Brushing on Resilient Denture Liner Hardness and Roughness. **J Prosthodont**. 2008 Jun;17(4):318-22.

HOLMBERG K. Oral Mycoses and Antifungal Agents. Swed **Dent J**. 1980 4(1-2):53-61.

HONG G, LI Y, MAEDA T, MIZUMACHI W, SADAMORI S, HAMADA T, et al. Influence of Storage Methods on the Surface Roughness of Tissue Conditioners. **Dent Mater J**. 2008 Mar;27(2):1538.

HONG G, MAEDA T, MURATA H, SASAKI K. The dynamic viscoelasticity and plasticizer leachability of tissue conditioners. **Gerodontology**. 2012a Dec;29(4):284-91.

HONG G, TSUKA H, MAEDA T, AKAGAWA Y, SASAKI K. The Dynamic Viscoelasticity and Water Absorption Characteristics of Soft Acrylic Resin Materials Containing Adipates and a Maleate Plasticizer. **Dent Mater J**. 2012b Feb 3;31(1):139-49.

HUH JB, LIM Y, YOUN HI, CHANG BM, LEE JY, SHIN SW. Effect of denture cleansers on *Candida albicans* biofilm formation over resilient liners. **J Adv Prosthodont**. 2014 Apr;6(2):109-14.

IACOPINO AM, WATHEN WF. Oral Candidal Infection and Denture Stomatitis: A Comprehensive Review. **J Am Dent Assoc**. 1992 Jan;123(1):46-51.

JEPSON NJ, MCCABE JF, STORER R. Age Changes in the Viscoelasticity of a Temporary Soft Lining Material. **J Dent**. 1993 Aug;21(4):244-7.

JONES DW, SUTOW EJ, HALL GC, TOBIN WM, GRAHAM BS. Dental soft polymers: plasticizer composite and leachability. **Dent Mater**. 1988 Feb;4(1):1-7.

KALACHANDRA S, TURNER DT. Water Sorption of Plasticized Denture Acrylic Lining Materials. **Dent Mater**. 1989 May;5(3):161-4.

KALACHANDRA S, KUSY R. Comparison of Water Sorption by Methacrylate and Dimethacrylate Monomers and Their Corresponding Polymers. **Polymer**. 1991 32(13):2428-34.

KAWANO F, DOOTZ ER, KORAN A, CRAIG RG. Sorption and Solubility of 12 Soft Denture Liners. **J Prosthet Dent**. 1994 Oct;72(4):393-8.

KAZANJI MN, WATKINSON AC. Soft Lining Materials: Their Absorption of, and Solubility in, Artificial Saliva. **Br Dent J**. 1988 Aug;165(3):91-4.

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. **J Oral Rehabil**. 1998 Feb;25(2):135-8.

LAMB DJ, MARTIN MV. An in Vitro and in Vivo Study of the Effect of Incorporation of Chlorhexidine into Autopolymerizing Acrylic Resin Plates Upon the Growth of Candida Albicans. **Biomaterials**. 1983 Jul;4(3):205-9.

LEITE VM, PISANI MX, PARANHOS HF, SOUZA RF, SILVA-LOVATO CH. Effect of Ageing and Immersion in Different Beverages on Properties of Denture Lining Materials. **J Appl Oral Sci**. 2010 Jul-Aug;18(4):372-8.

MACHADO AL et al. Surface roughness of denture base and relined materials after disinfection by immersion in chlorhexidine or microwave irradiation. **Gerodontology**. 2011 May 27.

MAHONEN K, VIRTANEN K, LARMAS M. The Effect of Prosthesis Disinfection on Salivary Microbial Levels. **J Oral Rehabil**. 1998 Apr;25(4):304-10.

MANCUSO DN, GOIATO MC, ZUCCOLOTTI BC, MORENO A, DOS SANTOS DM. Evaluation of Hardness and Colour Change of Soft Liners after Accelerated Ageing. **Prim Dent Care**. 2009 Jul;16(3):127-30.

MAKILA E, HOPUSU-HAVU VK. Mycotic Growth and Soft Denture Lining Materials. **Acta Odontol Scand**. 1977 35(4):197-205.

MAKILA E, HONKA O. Clinical Study of a Heat-Cured Silicone Soft Lining Material. **J Oral Rehabil**. 1979 Apr;6(2):199-204.

MALMSTRÖM HS, MEHTA N, SANCHEZ R, MOSS ME. The Effect of Two Different Coatings on the Surface Integrity and Softness of a Tissue Conditioner. **J Prosthet Dent**. 2002 Feb;87(2):153-7.

MARIN ZULUAGA DJ, GOMEZ VELANDIA OC, RUEDA CLAUJO DM. Denture-Related Stomatitis Managed with Tissue Conditioner and Hard Autopolymerising Reline Material. **Gerodontology**. 2011 Dec;28(4):258-63.

MARTIN N, JEDYNAKIEWICZ MN, FISHER AC. Hicroscopic expansion and solubility of composite restoratives. **Dent Mater**. 2003; 19(2): 77-86

MEDEIROS B, PACHECO F. Relato De Um Caso Clínico De Uma Lesão Por Dentadura (Estomatite Por Prótese) X Uso De Um Antifúngico. **Revista Brasileira de Patologia Oral**. 2000 1(1):1-4.

MELLO LIMA JF, MACIEL JG, ARRAIS CAG, PORTO VC, URBAN VM, NEPPELENBROEK KH. Effect of incorporating antifungals on the water sorption and solubility of interim resilient liners for denture base relining. **J Prosthet Dent**, 2015. In press.

MELOTO CB, SILVA-CONCÍLIO LR, MACHADO C, RIBEIRO MC, JOIA FA, RIZZATTI-BARBOSA CM. Water Sorption of Heat-Polymerized Acrylic Resins Processed in Mono and Bimaxillary Flasks. **Braz Dent J**. 2006 17(2):122-5.

MIETTINEN VM, VALLITTU PK, DOCENT DT. Water Sorption and Solubility of Glass Fiber-Reinforced Denture Polymethyl Methacrylate Resin. **J Prosthet Dent**. 1997 May;77(5):531-4.

MIMA EG, VERGANI CE, MACHADO AL, MASSUCATO EM, Colombo AL, Bagnato VS, et al. Comparison of Photodynamic Therapy Versus Conventional Antifungal Therapy for the Treatment of Denture Stomatitis: A Randomized Clinical Trial. **Clin Microbiol Infect**. 2012 Oct;18(10):E380-8.

MONZAVI A, SIADAT H, ATAI M, ALIKHASI M, NAZARI V, SHEIKHZADEH S. Comparative evaluation of physical properties of four tissue conditioners relined to modeling plastic material. **J Dent** (Tehran). 2013 Nov;10(6):506-15. Epub 2013 Nov 30. PubMed PMID: 24910661; PubMed Central PMCID: PMC4025435.

MURATA H, MURAKAMI S, SHIGETO N, HAMADA T. Viscoelastic Properties of Tissue Conditioners--Influence of Ethyl Alcohol Content and Type of Plasticizer. **J Oral Rehabil**. 1994 Mar;21(2):145-56.

MURATA H, MCCABE JF, JEPSON NJ, HAMADA T. The Influence of Immersion Solutions on the Viscoelasticity of Temporary Soft Lining Materials. **Dent Mater**. 1996 Jan;12(1):19-24.

MURATA H, HAMADA T, DJULAEHA E, NIKAWA H. Rheology of Tissue Conditioners. **J Prosthet Dent**. 1998 Feb;79(2):188-99.

MURATA H, KAWAMURA M, HAMADA T, SALEH S, KRESNOADI U, TOKI K. Dimensional Stability and Weight Changes of Tissue Conditioners. **J Oral Rehabil**. 2001 Oct;28(10):918-23.

MURATA H, CHIMORI H, HONG G, HAMADA T, NIKAWA H. Compatibility of Tissue Conditioners and Denture Cleansers: Influence on Surface Conditions. **Dent Mater J**. 2010 Aug;29(4):446-53.

NEPPELENBROEK KH, PAVARINA AC, PALOMARI SPOLIDORIO DM, SGAVIOLI MASSUCATO EM, SPOLIDORIO LC, VERGANI CE. Effectiveness of Microwave Disinfection of Complete Dentures on the Treatment of Candida-Related Denture Stomatitis. **J Oral Rehabil**. 2008 Nov;35(11):836-46.

NIKAWA H, IWANAGA H, HAMADA T, YUHTA S. Effects of Denture Cleansers on Direct Soft Denture Lining Materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 1994 72(6):657-62.

PARKER S, BRADEN M. Water Absorption of Methacrylate Soft Lining Materials. **Biomaterials**. 1989 Mar;10(2):91-5.

PARR GR, RUEGGEBERG FA. Physical-Property Comparison of a Chairside- or Laboratory-Polymerized Permanent Soft-Liner During 1 Year. **J Prosthodont**. 1999 Jun;8(2):92-9.

PARR GR, RUEGGEBERG FA. In Vitro Hardness, Water Sorption, and Resin Solubility of Laboratory-Processed and Autopolymerized Long-Term Resilient Denture Liners over One Year of Water Storage. **J Prosthet Dent**. 2002 Aug;88(2):139-44.

PAVAN S, ARIOLI FILHO JN, DOS SANTOS PH, NOGUEIRA SS, BATISTA AU. Effect of Disinfection Treatments on the Hardness of Soft Denture Liner Materials. **J Prosthodont**. 2007 MarApr;16(2):101-6.

PEREIRA-CENCI T, DEL BEL CURY AA, CRIELAARD W, TEN CATE JM. Development of Candida-Associated Denture Stomatitis: New Insights. **J Appl Oral Sci**. 2008 Mar-Apr;16(2):86-94.

PINTO JR, MESQUITA MF, NÓBILO MA, HENRIQUES GE. Evaluation of Varying Amounts of Thermal Cycling on Bond Strength and Permanent Deformation of Two Resilient Denture Liners. **J Prosthet Dent**. 2004 Sep;92(3):288-93.

PIRES FR, SANTOS EB, BONAN PR, DE ALMEIDA OP, LOPES MA. Denture Stomatitis and Salivary Candida in Brazilian Edentulous Patients. **J Oral Rehabil**. 2002 Nov;29(11):1115-9.

PISANI MX, BRUHN JP, PARANHOS HF, SILVA-LOVATO CH, DE SOUZA RF, PANZERI H. Evaluation of the Abrasiveness of Dentifrices for Complete Dentures. **J Prosthodont**. 2010 Jul;19(5):369-73.

POLYZOIS G, NIARCHOU A, NTALA P, PANTOPOULOS A, FRANGOU M. The Effect of Immersion Cleansers on Gloss, Colour and Sorption of Acetal Denture Base Material. **Gerodontology**. 2013 Jun;30(2):150-6.

PURI G, BERZINS DW, DHURU VB, RAJ PA, RAMBHIA SK, DHIR G, et al. Effect of Phosphate Group Addition on the Properties of Denture Base Resins. **J Prosthet Dent**. 2008 Oct;100(4):302-8.

QUDAH S, HUGGETT R, HARRISON A. The Effect of Thermocycling on the Hardness of Soft Lining Materials. **Quintessence Int**. 1991 Jul;22(7):575-80.

RAMAGE G, TOMSETT K, WICKES BL, LOPEZ-RIBOT JL, REDDING SW. Denture Stomatitis: A Role for Candida Biofilms. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 2004 Jul;98(1):53-9.

Ritchie GM, Fletcher AM, Main DM, Prophet AS. The Etiology, Exfoliative Cytology, and Treatment of Denture Stomatitis. **J Prosthet Dent**. 1969 Aug;22(2):185-200.

SALERNO C, PASCALE M, CONTALDO M, ESPOSITO V, BUSCIOLANO M, MILILLO L, et al. Candida Associated Denture Stomatitis. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**. 2011 Mar;16(2):e139-43.

SANTARPIA RP, POLLOCK JJ, RENNER RP, SPIECHOWICZ E. An in Vivo Replica Method for the Site Specific Detection of Candida Albicans on the Denture Surface in Denture Stomatitis Patients: Correlation with Clinical Disease. **J Prosthet Dent**. 1990 Apr;63(4):437-43.

SCHNEID TR. An in Vitro Analysis of a Sustained Release System for the Treatment of Denture Stomatitis. **Spec Care Dentist**. 1992 Nov-Dec;12(6):245-50.

SHYLESH KB, HALLIKERIMATH RB, RAJEEV VV, GANESH S, MEENAKSHI S. Evaluation of Physical Properties of Tissue Conditioning Materials as used in Functional Impression - A Lab Study. **J Int Oral Health**. 2013 Jun;5(3):20-7. Epub 2013 Jun 23. PubMed PMID: 24155598; PubMed Central PMCID: PMC3769867.

SINGH K, CHAND P, SINGH BP, PATEL CB. Study of the Effect of Surface Treatment on the Long Term Effectiveness of Tissue Conditioner. **J Oral Sci**. 2010 Jun;52(2):261-5.

SKUPIEN JA, VALENTINI F, BOSCATO N, PEREIRA-CENCI T. Prevention and Treatment of Candida Colonization on Denture Liners: A Systematic Review. **J Prosthet Dent**. 2013 Aug;

TAY LY, HERRERA DR, QUISHIDA CC, CARLOS IZ, JORGE JH. Effect of water storage and heat treatment on the cytotoxicity of soft liners. **Gerodontology**. 2012 Jun;29(2):e275-80. doi: 10.1111/j.1741-2358.2011.00463.x. Epub 2011 Feb 1.

TAYLOR RL, BULAD K, VERRAN J, MCCORD JF. Colonization and Deterioration of Soft Denture Lining Materials in Vivo. **Eur J Prosthodont Restor Dent**. 2008 Jun;16(2):50-5.

TRUHLAR MR, SHAY K, SOHNLE P. Use of a New Assay Technique for Quantification of Antifungal Activity of Nystatin Incorporated in Denture Liners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. 1994 71(5):517-24.

VANDEN ABBEELE A, DE MEEL H, AHARIZ M, PERRAUDIN JP, BEYER I, COURTOIS P. Denture Contamination by Yeasts in the Elderly. **Gerodontology**. 2008 Dec;25(4):222-8.

WEBB BC et al. *Candida*-associated denture stomatitis. Aetiology and management: a review. Part 1. Factors influencing distribution of *Candida* species in the oral cavity. **Aust Dent J**. 1998 Feb;43(1):45-50.

WEBB BC, THOMAS CJ, WHITTLE T. A 2-Year Study of *Candida*-Associated Denture Stomatitis Treatment in Aged Care Subjects. **Gerodontology**. 2005 Sep;22(3):168-76.

WRIGHT PS. Composition and Properties of Soft Lining Materials for Acrylic Dentures. **J Dent**. 1981 Sep;9(3):210-23.

YANG TC, CHENG KC, HUANG CC, LEE BS. Development of new tissue conditioner using acetyl tributyl citrate and novel hyperbranched polyester to improve viscoelastic stability. **Dent Mater**. 2015 Jun;31(6):695-701.

YILMAZ H, AYDIN C, BAL BT, OCAK F. Effects of Different Disinfectants on Physical Properties of Four Temporary Soft Denture-Liner Materials. **Quintessence Int**. 2004 Nov-Dec;35(10):826-34.

ZARB GA, CARLSSON GE, BOLENDER CL (2001) Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 12th ed. Mosby Publications Harcourt India. **Indian reprint** p 198

ZOMORODIAN K, HAGHIGHI NN, RAJAEE N, PAKSHIR K, TARAZOOIE B, VOJDANI M, et al. Assessment of *Candida* Species Colonization and Denture-Related Stomatitis in Complete Denture Wearers. **Med Mycol**. 2011 Feb;49(2):208-11.

.

APÊNDICE

Tabela A1- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Coe-Comfort e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos em água.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	2,0976	2,1075	2,0666	1,95	1,48
3 d	1,5860	1,5882	1,5560	2,03	1,89
3 d	1,9346	1,9320	1,8930	2,02	2,15
3 d	2,1902	2,1872	2,1501	1,69	1,83
3 d	1,9269	1,9290	1,8927	1,88	1,77
3 d	2,1367	2,1442	2,0982	2,15	1,80
3 d	1,9785	1,9767	1,9404	1,83	1,93
3 d	1,8861	1,9015	1,8384	3,35	2,53
3 d	1,6373	1,6518	1,6048	2,87	1,98
3 d	2,4074	2,4319	2,3706	2,55	1,53
5 d	1,5165	1,5170	1,4781	2,57	2,53
5 d	2,1426	2,1633	2,1122	2,38	1,42
5 d	1,7892	1,7890	1,7470	2,35	2,36
5 d	1,7969	1,7983	1,7603	2,11	2,04
5 d	2,3380	2,3562	2,3003	2,39	1,61
5 d	1,5659	1,5673	1,5264	2,61	2,52
5 d	2,0435	2,0384	1,9947	2,14	2,39
5 d	1,7028	1,7004	1,6634	2,17	2,31
5 d	2,5989	2,6245	2,5459	3,02	2,04
5 d	1,8330	1,8388	1,7924	2,53	2,21
7 d	1,6361	1,6658	1,5977	4,16	2,35
7 d	2,2721	2,2851	2,2265	2,58	2,01
7 d	1,9355	1,9450	1,8969	2,49	1,99
7 d	2,5132	2,5481	2,4759	2,87	1,48
7 d	2,2692	2,2933	2,2355	2,55	1,49
7 d	2,0911	2,1099	2,0508	2,83	1,93
7 d	1,7451	1,7627	1,7149	2,74	1,73
7 d	1,7908	1,7958	1,7391	3,17	2,89
7 d	1,7592	1,7735	1,7168	3,22	2,41
7 d	1,2970	1,2908	1,2562	2,67	3,15
14 d	2,2952	2,3126	2,2366	3,30	2,60
14 d	2,2527	2,2896	2,1997	4,00	2,40
14 d	2,0246	2,0300	1,9649	3,20	2,90
14 d	2,1918	2,1944	2,1323	2,80	2,70
14 d	1,3591	1,3384	1,3034	2,60	4,10
14 d	1,4507	1,4365	1,3936	3,00	3,90
14 d	1,3629	1,3356	1,3023	2,40	4,40
14 d	1,3679	1,3689	1,3229	3,40	3,30
14 d	1,7408	1,7254	1,6781	2,70	3,60
14 d	1,4832	1,4675	1,4307	2,50	3,50

Tabela A2- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Dura Conditioner e suas porcentagens médias de sorção (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão em água.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	0,9817	1,0471	0,9777	7,07	0,41
3 d	1,1048	1,1751	1,1011	6,70	0,33
3 d	1,1742	1,2359	1,1713	5,50	0,25
3 d	1,0895	1,1353	1,0874	4,40	0,19
3 d	1,0917	1,1255	1,0894	3,31	0,21
3 d	1,1180	1,1792	1,1149	5,75	0,28
3 d	1,1817	1,2421	1,1790	5,34	0,23
3 d	1,0453	1,1135	1,0409	6,95	0,42
3 d	1,2078	1,2675	1,2043	5,23	0,29
3 d	1,1892	1,2444	1,1867	4,85	0,21
5 d	1,0900	1,1528	1,0868	6,06	0,29
5 d	1,0787	1,1450	1,0776	6,25	0,10
5 d	1,4717	1,5784	1,4671	7,56	0,31
5 d	1,2042	1,3218	1,1995	10,16	0,39
5 d	1,0805	1,1614	1,0768	7,83	0,34
5 d	1,0803	1,1354	1,0769	5,42	0,31
5 d	1,2239	1,3166	1,2161	8,21	0,64
5 d	1,1421	1,2376	1,1371	8,80	0,44
5 d	1,0893	1,1301	1,0874	3,92	0,17
5 d	1,1640	1,2821	1,1592	10,56	0,41
7 d	1,2315	1,3193	1,2247	7,68	0,55
7 d	1,1351	1,2366	1,1290	9,48	0,54
7 d	1,1468	1,2170	1,1414	6,59	0,47
7 d	1,0914	1,1979	1,0857	10,28	0,52
7 d	1,0460	1,1040	1,0428	5,85	0,31
7 d	1,0760	1,1683	1,0703	9,11	0,53
7 d	1,0620	1,1535	1,0562	9,16	0,55
7 d	1,0841	1,1785	1,0793	9,15	0,44
7 d	1,0622	1,1698	1,0579	10,53	0,40
7 d	1,0940	1,1916	1,0895	9,33	0,41
14 d	1,2294	1,3650	1,2220	11,63	0,60
14 d	0,9835	1,1291	0,9753	15,64	0,83
14 d	1,0576	1,1725	1,0525	11,35	0,48
14 d	1,1706	1,2803	1,1633	9,99	0,62
14 d	1,1342	1,2445	1,1283	10,25	0,52
14 d	1,0520	1,1494	1,0464	9,79	0,53
14 d	1,1154	1,2476	1,1099	12,35	0,49
14 d	1,0939	1,2088	1,0871	11,13	0,62
14 d	1,1859	1,2984	1,1792	10,05	0,56
14 d	1,0641	1,1572	1,0592	9,21	0,46

Tabela A3- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Dentusoft e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	1,1019	1,1548	1,0942	5,50%	0,70%
3 d	1,1755	1,2441	1,1721	6,13%	0,29%
3 d	1,1358	1,2247	1,1256	8,73%	0,90%
3 d	1,1693	1,2455	1,1536	7,86%	1,34%
3 d	1,1323	1,2105	1,1252	7,53%	0,63%
3 d	1,1199	1,1929	1,1126	7,17%	0,65%
3 d	1,1866	1,2505	1,1781	6,10%	0,72%
3 d	1,1543	1,2072	1,1383	5,97%	1,39%
3 d	1,0715	1,1369	1,0658	6,64%	0,53%
3 d	1,1370	1,2030	1,1320	6,24%	0,44%
5 d	1,1196	1,2012	1,1063	8,48%	1,19%
5 d	1,0583	1,1406	1,0487	8,68%	0,91%
5 d	1,0795	1,1672	1,0713	8,88%	0,76%
5 d	1,0036	1,0777	0,9920	8,54%	1,16%
5 d	0,9606	1,0202	0,9524	7,06%	0,85%
5 d	1,0006	1,0442	0,9881	5,61%	1,25%
5 d	0,9289	0,9731	0,9172	6,02%	1,26%
5 d	1,0727	1,1605	1,0672	8,70%	0,51%
5 d	1,0874	1,1614	1,0823	7,27%	0,47%
5 d	1,1979	1,2813	1,1944	7,25%	0,29%
7 d	1,1990	1,2779	1,1924	7,13%	0,55%
7 d	1,1382	1,2166	1,1329	7,35%	0,47%
7 d	1,1703	1,1427	1,1643	-1,85%	0,51%
7 d	1,1624	1,2400	1,1542	7,38%	0,71%
7 d	1,1842	1,2739	1,1765	8,22%	0,65%
7 d	1,1773	1,2642	1,1628	8,61%	1,23%
7 d	1,1503	1,2472	1,1444	8,94%	0,51%
7 d	1,0390	1,1137	1,0326	7,81%	0,62%
7 d	1,0254	1,1003	1,0200	7,83%	0,53%
7 d	1,1403	1,2260	1,1333	8,13%	0,61%
14 d	1,0881	1,1959	1,0783	10,81%	0,90%
14 d	1,1408	1,2602	1,1323	11,21%	0,75%
14 d	1,1067	1,2195	1,0976	11,01%	0,82%
14 d	1,0664	1,1643	1,0580	9,97%	0,79%
14 d	0,9821	1,0692	0,9746	9,63%	0,76%
14 d	1,0624	1,1580	1,0542	9,77%	0,77%
14 d	1,2108	1,3025	1,2016	8,33%	0,76%
14 d	0,9811	1,0806	0,9699	11,28%	1,14%
14 d	1,2029	1,2910	1,1943	8,04%	0,71%
14 d	1,1194	1,2235	1,1096	10,18%	0,88%

Tabela A4- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Visco-gel e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	1,3783	1,3161	1,1500	12,10	16,60
3 d	1,2179	1,1726	1,0344	11,40	15,10
3 d	1,1885	1,0191	0,8983	10,20	24,40
3 d	1,3170	1,1953	1,0462	11,30	20,60
3 d	1,1866	1,0300	0,8750	13,10	26,30
3 d	1,2545	1,1616	1,0041	12,60	20,00
3 d	1,1425	0,9873	0,8428	12,70	26,20
3 d	1,5501	1,5079	1,3137	12,50	15,30
3 d	1,3913	1,2803	1,0967	13,20	21,20
3 d	1,4687	1,3836	1,2109	11,80	17,60
5 d	1,5307	1,4787	1,2548	14,63	20,02
5 d	1,2077	1,1305	0,9778	12,64	20,04
5 d	1,5260	1,3918	1,2301	10,60	20,39
5 d	1,5166	1,4870	1,2727	14,13	19,08
5 d	1,4148	1,3448	1,1673	12,55	20,49
5 d	1,4660	1,3783	1,1984	12,27	20,25
5 d	1,2687	1,1016	0,9306	13,48	26,65
5 d	1,2270	1,1032	0,9489	12,58	22,67
5 d	1,4890	1,4491	1,2517	13,26	22,38
5 d	1,2224	1,1894	1,0153	14,24	21,50
7 d	1,0991	1,0499	0,8771	15,72	20,20
7 d	1,2451	1,0407	0,8535	15,03	31,45
7 d	1,1707	1,0385	0,8780	13,71	25,00
7 d	1,5245	1,4476	1,2256	14,56	19,61
7 d	1,4366	1,3441	1,1342	14,61	21,05
7 d	1,5122	1,4060	1,1956	13,91	20,94
7 d	1,2349	1,0956	0,9483	11,93	23,21
7 d	1,1829	1,1078	0,9336	14,73	21,08
7 d	1,2459	1,2006	1,0242	14,16	17,79
7 d	1,1163	1,0150	0,8531	14,50	23,58
14 d	1,4193	1,3017	1,0730	17,80	24,40
14 d	1,3969	1,3368	1,0946	17,34	21,64
14 d	1,5562	1,4662	1,2259	15,44	21,22
14 d	1,4350	1,3450	1,0987	17,16	23,44
14 d	1,4551	1,3572	1,1181	16,43	23,16
14 d	1,6441	1,5354	1,2772	17,70	22,32
14 d	1,2311	1,0775	0,8732	17,59	29,07
14 d	1,3193	1,1935	1,0027	15,46	24,00
14 d	1,4512	1,3719	1,1300	16,67	22,13
14 d	1,3679	1,2477	1,0329	15,78	24,49

Tabela A5- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Softone e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	0,8742	0,9030	0,8668	4,10	4,10
3 d	1,2373	1,2803	1,2244	4,50	5,70
3 d	0,7707	0,8005	0,7640	4,70	5,50
3 d	0,9916	1,0275	0,9870	4,10	5,20
3 d	1,3866	1,4254	1,3735	3,70	4,50
3 d	1,1823	1,2234	1,1771	3,90	3,50
3 d	1,0617	1,0929	1,0538	3,70	5,30
3 d	1,7810	1,8208	1,7602	3,40	3,70
3 d	1,0753	1,1145	1,0728	3,90	3,50
5 d	2,0627	2,1141	2,0424	3,50	1,00
5 d	1,9592	2,0317	1,9383	4,80	1,10
5 d	1,8920	1,9478	1,8765	3,80	0,80
5 d	2,4582	2,5191	2,4326	3,50	1,04
5 d	2,2032	2,2273	2,1847	1,90	0,80
5 d	1,7716	1,8233	1,7585	3,70	0,70
5 d	1,8000	1,8464	1,7897	3,20	0,60
5 d	1,9556	2,0151	1,9260	4,60	1,50
5 d	2,2033	2,2875	2,1780	5,00	1,10
5 d	3,3710	3,4196	3,3090	3,28	1,80
7 d	1,2842	1,3484	1,2698	6,10	1,10
7 d	1,1467	1,1826	1,1273	4,80	1,70
7 d	1,3030	1,3444	1,2840	4,60	1,50
7 d	1,1810	1,2216	1,1633	4,90	1,50
7 d	1,2528	1,2998	1,2396	4,80	1,10
7 d	1,3736	1,4289	1,3539	5,50	1,40
7 d	1,3176	1,3685	1,3033	4,90	1,10
7 d	1,4021	1,4308	1,3703	4,30	2,30
7 d	1,4418	1,5018	1,4184	5,80	1,60
7 d	2,0547	2,1153	2,0326	4,00	1,10
14 d	1,2162	1,2837	1,2147	5,70	0,10
14 d	1,4372	1,4811	1,4215	4,10	1,10
14 d	1,2927	1,3305	1,2720	4,50	1,60
14 d	1,6755	1,7999	1,6713	7,70	0,30
14 d	2,3351	2,4404	2,3195	5,20	0,70
14 d	1,8372	1,9075	1,8227	4,60	0,80
14 d	1,8060	1,9142	1,7997	6,30	0,30
14 d	1,6015	1,6791	1,5975	5,10	0,20
14 d	1,1186	1,1939	1,1144	7,10	0,40
14 d	1,1814	1,2614	1,1762	7,20	0,40

Tabela A6- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Hydro-Cast e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	1,0987	1,1649	1,0948	6,38	0,35
3 d	1,0217	1,0731	1,0187	5,32	0,29
3 d	1,0417	1,0915	1,0340	5,52	0,74
3 d	1,1146	1,1676	1,1109	5,09	0,33
3 d	1,0229	1,0840	1,0184	6,41	0,44
3 d	1,0861	1,1477	1,0840	5,87	0,19
3 d	1,0192	1,0747	1,0130	6,05	0,61
3 d	1,0551	1,1141	1,0526	5,83	0,24
3 d	1,0488	1,0993	1,0460	5,08	0,27
3 d	1,1260	1,1824	1,1225	5,32	0,31
5 d	1,0105	1,0861	1,0056	7,97	0,48
5 d	1,0398	1,1016	1,0343	6,47	0,53
5 d	1,1159	1,1772	1,1121	5,83	0,34
5 d	1,0446	1,1075	1,0394	6,52	0,50
5 d	1,1310	1,1945	1,1258	6,07	0,46
5 d	1,1040	1,1723	1,0980	6,73	0,54
5 d	1,1598	1,2296	1,1564	6,31	0,29
5 d	1,1003	1,1600	1,0952	5,89	0,46
5 d	0,9854	1,0481	0,9824	6,67	0,30
5 d	1,0760	1,1335	1,0732	5,60	0,26
7 d	1,1111	1,1911	1,1073	7,54	0,34
7 d	1,0242	1,1019	1,0204	7,96	0,37
7 d	1,0430	1,0968	1,0404	5,41	0,25
7 d	1,1387	1,2116	1,1343	6,79	0,39
7 d	1,0235	1,1045	1,0187	8,38	0,47
7 d	1,1673	1,2472	1,1620	7,30	0,45
7 d	1,0954	1,1851	1,0897	8,71	0,52
7 d	1,1453	1,2146	1,1408	6,44	0,39
7 d	0,9689	1,0247	0,9654	6,12	0,36
7 d	1,1125	1,1911	1,1062	7,63	0,57
14 d	1,1731	1,2853	1,1672	10,07	0,50
14 d	1,0200	1,1223	1,0136	10,66	0,63
14 d	1,0936	1,1813	1,0883	8,50	0,48
14 d	1,1022	1,2141	1,0955	10,76	0,61
14 d	1,0858	1,1989	1,0812	10,84	0,42
14 d	1,0801	1,1779	1,0748	9,55	0,49
14 d	1,0503	1,1543	1,0431	10,59	0,69
14 d	1,0686	1,1812	1,0631	11,05	0,51
14 d	1,0925	1,1971	1,0870	10,08	0,50
14 d	1,0667	1,1340	1,0622	6,730	0,42

Tabela A7- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Rite-Line e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	1,1125	1,1564	1,0982	5,23	1,29
3 d	1,0167	1,0571	0,9993	5,69	1,71
3 d	1,2170	1,2581	1,2065	4,24	0,86
3 d	1,0830	1,1226	1,0730	4,58	0,92
3 d	1,0531	1,0804	1,0431	3,54	0,95
3 d	1,1998	1,1443	1,0877	4,72	9,34
3 d	1,1494	1,1911	1,1383	4,59	0,97
3 d	1,0474	1,0877	1,0364	4,90	1,05
3 d	1,0518	1,0973	1,0397	5,48	1,15
3 d	1,0781	1,1173	1,0684	4,54	0,90
5 d	1,1206	1,1660	1,1053	5,42	1,37
5 d	1,0591	1,1080	1,0413	6,30	1,68
5 d	1,0743	1,1219	1,0607	5,70	1,27
5 d	1,1028	1,1524	1,0889	5,76	1,26
5 d	1,0371	1,0978	1,0228	7,23	1,38
5 d	1,1091	1,1543	1,0997	4,92	0,85
5 d	1,1382	1,1874	1,1257	5,42	1,10
5 d	1,0262	1,0744	1,0139	5,90	1,20
5 d	1,0828	1,1492	1,0672	7,57	1,44
5 d	1,0797	1,1272	1,0652	5,74	1,34
7 d	1,0460	1,1145	1,0319	7,90	1,35
7 d	1,0316	1,0854	1,0194	6,40	1,18
7 d	1,1032	1,1621	1,0889	6,64	1,30
7 d	1,0137	1,0747	0,9998	7,39	1,37
7 d	1,0123	1,0882	0,9997	8,74	1,24
7 d	1,0102	1,0798	0,9951	8,38	1,49
7 d	1,1119	1,1665	1,0965	6,30	1,39
7 d	1,0276	1,0824	1,0154	6,52	1,19
7 d	1,0545	1,1185	1,0405	7,40	1,33
7 d	1,0116	1,0639	0,9983	6,48	1,31
14 d	0,9846	1,0554	0,9675	8,93	1,74
14 d	0,9764	1,0533	0,9595	9,61	1,73
14 d	1,0162	1,0775	0,9984	7,78	1,75
14 d	0,9580	1,0342	0,9409	9,74	1,78
14 d	1,0048	1,0862	0,9898	9,59	1,49
14 d	1,0139	1,0822	0,9969	8,41	1,68
14 d	0,9778	1,0406	0,9548	8,77	2,35
14 d	1,0953	1,1813	1,0752	9,69	1,84
14 d	0,9911	1,0793	0,9682	11,21	2,31
14 d	1,0594	1,1651	1,0410	11,71	1,74

Tabela A8- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Trusoft e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	1,1460	1,1764	1,1332	3,80	1,10
3 d	0,8742	0,9030	0,8668	4,10	0,80
3 d	1,2373	1,2803	1,2244	4,50	1,00
3 d	0,7707	0,8005	0,7640	4,70	0,90
3 d	0,9916	1,0275	0,9870	4,10	0,60
3 d	1,3866	1,4254	1,3735	3,70	0,50
3 d	1,1823	1,2234	1,1771	3,90	0,90
3 d	1,0617	1,0929	1,0538	3,70	5,00
3 d	1,7810	1,8208	1,7602	3,40	0,70
3 d	1,0753	1,1145	1,0728	3,90	0,40
5 d	2,0627	2,1141	2,0424	3,50	1,15
5 d	1,9592	2,0317	1,9383	4,55	1,10
5 d	1,8920	1,9478	1,8765	3,90	0,80
5 d	2,4582	2,5191	2,4326	3,50	1,04
5 d	2,2032	2,2273	2,1847	1,90	0,80
5 d	1,7716	1,8233	1,7585	3,70	0,70
5 d	1,8000	1,8464	1,7897	3,20	0,60
5 d	1,9556	2,0151	1,9260	4,60	1,50
5 d	2,2033	2,2875	2,1780	5,00	1,10
5 d	3,3710	3,4196	3,3090	3,28	1,80
7 d	1,2842	1,3484	1,2698	6,10	1,10
7 d	1,1467	1,1826	1,1273	4,80	1,70
7 d	1,3030	1,3444	1,2840	4,60	1,50
7 d	1,1810	1,2216	1,1633	4,90	1,50
7 d	1,2528	1,2998	1,2396	4,80	1,10
7 d	1,3736	1,4289	1,3539	5,50	1,40
7 d	1,3176	1,3685	1,3033	4,90	1,10
7 d	1,4021	1,4308	1,3703	4,30	2,30
7 d	1,4418	1,5018	1,4184	5,80	1,60
7 d	2,0547	2,1153	2,0326	4,00	9,10
14 d	1,2162	1,2837	1,2147	5,70	1,90
14 d	1,4372	1,4811	1,4215	4,10	0,30
14 d	1,2927	1,3305	1,2720	4,50	1,60
14 d	1,6755	1,7999	1,6713	7,70	0,30
14 d	2,3351	2,4404	2,3195	5,20	0,70
14 d	1,8372	1,9075	1,8227	4,60	0,80
14 d	1,8060	1,9142	1,7997	6,30	0,30
14 d	1,6015	1,6791	1,5975	5,10	0,20
14 d	1,1186	1,1939	1,1144	7,10	0,40
14 d	1,1814	1,2614	1,1762	7,20	0,40

Tabela A9- Médias (g) dos pesos iniciais (M1), pesos após absorção (M2) e pesos após a dessecação (M3) dos corpos de prova do material Coe-Soft e suas porcentagens médias de sorção de água (%) e solubilidade (%) nos diferentes períodos de imersão.

Período	M1	M2	M3	Sorção	Solubilidade
3 d	1,8436	1,9472	1,8089	7,50	1,88
3 d	2,2564	2,3584	2,2103	6,56	2,04
3 d	1,7862	1,8764	1,7517	6,98	1,93
3 d	2,0958	2,1840	2,0552	6,15	1,94
3 d	2,5120	2,6235	2,4533	6,78	2,34
3 d	2,8126	2,9050	2,7500	5,51	2,23
3 d	2,2553	2,3918	2,1999	8,51	2,46
3 d	2,0992	2,2027	2,0576	6,91	1,98
3 d	2,3914	2,3927	2,3342	2,45	2,39
3 d	2,1391	2,2828	2,1097	8,09	1,37
5 d	3,3385	3,4626	3,2987	7,30	1,19
5 d	3,8566	3,8655	3,7962	8	1,57
5 d	3,0135	3,1183	2,9884	6,90	0,83
5 d	3,2503	3,3774	3,2187	5,90	0,97
5 d	2,1277	2,2016	2,0995	4,80	1,33
5 d	2,5763	2,6720	2,5428	5,01	1,30
5 d	3,0793	3,1101	3,0476	7,80	1,03
5 d	3,0653	3,1448	3,0296	7,90	1,16
5 d	2,9112	3,0036	2,8708	7,98	1,39
5 d	3,6234	3,6845	3,5594	7,99	1,77
7 d	1,3263	1,4285	1,2977	9,86	2,16
7 d	2,5690	2,6523	2,5349	4,57	1,33
7 d	2,4177	2,4912	2,3879	4,27	1,23
7 d	2,7837	2,8685	2,7353	4,78	1,74
7 d	2,3023	2,3750	2,2717	4,49	1,33
7 d	2,0797	2,1791	2,0465	6,38	1,60
7 d	1,5929	1,6943	1,5630	8,24	1,88
7 d	1,2423	1,3242	1,2183	8,52	1,93
7 d	1,6427	1,7529	1,6136	8,48	1,77
7 d	1,7146	1,7809	1,6888	5,37	1,50
14 d	2,9297	3,0464	2,8724	5,90	2,00
14 d	2,7411	2,8902	2,6833	7,50	2,10
14 d	2,6057	2,7188	2,5553	6,30	1,90
14 d	2,2264	2,4139	2,1793	10,50	2,10
14 d	2,7708	2,8966	2,7159	6,50	2,00
14 d	2,6654	2,8067	2,6037	7,60	2,30
14 d	2,9122	3,0364	2,8521	6,30	2,10
14 d	2,6271	2,7609	2,5785	6,90	1,80
14 d	2,2063	2,3316	2,1502	8,20	2,50
14 d	2,3573	2,4784	2,2993	7,60	2,50