

COBERTURA HIDRÓFOBA DE PMMA PARA USO ODONTOLÓGICO

MANUELA FERRARI DA SILVA¹; CAMILA GONÇALVES DUARTE²; LISIA LOREA VALENTE²; RAFAEL RATTO DE MORAES³

¹Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas
manu_f_s@yahoo.com.br

²Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas
lisialorea@hotmail.com, mila.goncalves@hotmail.com

³Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas
moraesrr@gmail.com

1. INTRODUÇÃO

Estomatite por dentadura é uma das lesões mais frequentes na cavidade bucal de usuários de próteses totais, principalmente idosos (BARBEAU et al., 2003). É representada por uma inflamação da mucosa bucal que suporta a prótese; está relacionada com a presença de *Candida albicans* (*C. albicans*) bem como fatores locais e sistêmicos. Entre os fatores locais, o uso ininterrupto das próteses, presença de reembasadores e má higiene do local contribuem para o acúmulo de placa e, portanto, são as causas mais comuns dessas infecções oportunistas (WEBB et al., 1998; BARBEAU et al., 2003). Neste contexto, é de suma importância considerar fatores associados à formação e adesão de biofilme sobre as bases de próteses totais, especialmente em relação ao substrato. Embora o exato mecanismo de adesão dos microorganismos a superfícies acrílicas ainda não ser bem conhecido, alguns fatores são considerados determinantes deste processo, como as propriedades de rugosidade e energia livre de superfície das resinas acrílicas para base de próteses totais, a presença de película adquirida salivar, e também as interações hidrófobas e eletrostáticas (KLOTZ et al., 1985; SIPAHI et al., 2001; YILDIRIM et al., 2005; BURGERS et al., 2009).

A capacidade de formar uma superfície com características antiaderentes está relacionada à capacidade de um material ou estrutura ter baixa energia de superfície. Nos últimos anos, a possibilidade de desenvolver superfícies hidrófobas ou lipófobas tem recebido muita atenção, pois controlar o molhamento de uma superfície é pertinente às mais diversas áreas da ciência (NOSONOVSKY et al., 2009; OGLIARI et al., 2010). Entre os materiais utilizados para tornar superfícies antiaderentes se destacam os fluorocarbonos. A partir desses precursores foi possível desenvolver um filme superhidrófobo (PTFE) comercialmente difundido como Teflon[®]. Outro material bem conhecido de baixa energia de superfície é o polidimetilsiloxano, que pertence ao conhecido grupo dos silicones; esse material permite a obtenção de superfícies hidrófobas a partir de diferentes métodos. Além dos já conhecidos fluorocarbonos e silicones, outros materiais orgânicos e inorgânicos têm sido desenvolvidos como alternativas para obtenção de superfícies hidrófobas (MA M, HILL RM., 2006). Superfícies protéticas recobertas com estes materiais poderiam apresentar uma característica antiaderente e tornam-se mais resistentes à adesão microbiana. No entanto, não existem relatos de investigação neste sentido.

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi o desenvolvimento de uma cobertura hidrófoba para resinas acrílicas baseadas em polimetacrilato de metila (PMMA) termopolimerizáveis de uso odontológico.

2. METODOLOGIA

2.1. Preparo e confecção dos espécimes

Foram confeccionados noventa discos de resina acrílica (diâmetro 10mm x espessura 2mm) da marca VIPI WAVE. Para a confecção dos mesmos, o material foi preparado pela mistura pó-líquido em um recipiente de vidro, prensado e termopolimerizado conforme recomendações do fabricante. Após manipulado, durante a fase plástica, o material foi incluído em mufla para microondas com molde previamente conformado em silicone (VIP-SIL) e gesso (na contra-mufla), coberto por isolante (Cel-Lac; SS White) e posteriormente com filme plástico de polietileno de alta densidade para fechamento e prensagem inicial (pressão de 500/1000kgf). Após, a mufla foi aberta para retirada do filme plástico e do excesso de material e fechada novamente para prensagem definitiva por 15min (1000/1250kgf). Na sequência, a mufla foi aparafusada e levada ao forno microondas (potência: 1300W) para ciclo de polimerização (estágio inicial por 20min com 10% de potência + estágio final por 5min com 30% de potência, de acordo com o recomendado pelo fabricante) e com o seu resfriamento foi feita a remoção dos espécimes. Os excessos ao redor dos espécimes foram removidos com o uso de uma fresa, e o polimento para sua lisura superficial foi padronizado por meio de lixas SiC com granulação 600, 1200, 1500, 2000 e 2500. O jateamento da superfície dos corpos-de-prova (CPs) foram feitos com partículas de óxido de alumínio de 45µm por 5s a uma distância de 15mm.

2.2. Preparo das soluções hidrófobas

Duas soluções hidrófobas distintas, baseadas em silanos, foram preparadas. A Solução Hidrófoba 1 (SH1) foi obtida pela diluição de 2,5% de hexadeciltrióxido de silano (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA) em etanol, enquanto a Solução Hidrófoba 2 (SH2) foi composta por 2,5% de perfluorodeciltrióxido de silano (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, EUA) diluído em dimetilsulfóxido. O recobrimento das superfícies foi realizado através do preparo de duas soluções (SH1 e SH2) aplicando-se 3 camadas da solução hidrófoba com microbrush em intervalos de 1min. Os espécimes cobertos foram então levados a um forno de laboratório tipo mufla (FL-1300; Inti, São Carlos, SP, Brasil) e aquecidos à temperatura de 150°C por 1h, com taxa de aquecimento de 10°C/min, para condensação da rede siloxana na superfície dos espécimes.

2.3. Avaliação do ângulo de contato

O ângulo de contato formado com a gota de água e o espécime foi inicialmente e posteriormente avaliado por meio de fotografias obtidas com uma câmera digital DSLR (T1i; Canon, Tóquio, Japão), utilizando lente macro 105mm (Sigma, Ronkonkoma, NY, EUA) e flash circular (Canon) após a divisão dos grupos que segue: 30 CPs atribuídos ao grupo controle (15 jateados, 15 não-jateados), 30 CPs ao grupo solução 1 (15 jateados, 15 não-jateados) e 30 CPs ao grupo solução 2 (15 jateados, 15 não-jateados). Uma gota de 10 μ L de água destilada foi dispensada sobre o espécime utilizando-se uma micropipeta monocal (LM-100; PZ HTL, Warsaw, Polônia), cuja ponta apresentava distância de 5mm da superfície do espécime; o registro fotográfico foi tomado 5s após o gotejamento da gota. Em seguida, o ângulo foi calculado nas imagens pela média dos ângulos obtidos entre a superfície do espécime e os limites esquerdo e direito da gota de água, utilizando o programa de imagens Image J (NIH, Bethesda, EUA).

2.4. Análise Estatística

Por fim, os dados de ângulo de contato foram separadamente submetidos a análise de variância de dois fatores para medidas repetidas (ANOVA 2 vias + Student-Newman-Keuls), considerando um nível de 5% de significância.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para os resultados de ângulo de contato, obteve-se como médias (desvio-padrão) os valores descritos a seguir, onde: o grupo controle não jateado (GCNJ) apresentou valores de 61,1 (4,7) pré e pós cobertura enquanto o grupo controle jateado (GCJ), apresentou valores de 66,4 (1) pré cobertura e 88,7 (8,3) pós cobertura; Os grupos das soluções (SH1 e SH2) apresentaram valores antes da cobertura de: SH1NJ = 60 (6,1); SH1J = 92,9 (22,4); SH2NJ = 58,8 (4,3) e SH2J = 96,9 (25,3) enquanto após a cobertura obtiveram um aumento do valor das médias para: SH1NJ = 95,2 (6,8); SH1J = 114,8 (3,3); SH2NJ = 106,4 (4,2); SH2J = 106,9 (2,6). Dessa forma, a presença de uma cobertura, jateamento com partículas de óxido de alumínio ou ambos, promoveu um aumento no ângulo de contato podendo deixar a superfície menos susceptível a adesão de biofilme bacteriano através do menor molhamento de superfície.

4. CONCLUSÕES

A avaliação do ângulo de contato dos espécimes revelou que, o tratamento da superfície dos mesmos com jateamento (partículas de óxido de alumínio 50 µm) e posterior aplicação das coberturas hidrófobas (SH1 e SH2), somaram-se como fatores positivos para obtenção de maiores valores para ângulo de contato, sugerindo uma superfície menos propícia a um bom molhamento. Com o molhamento reduzido, a superfície de PMMA concomitantemente está menos susceptível a adesão de biofilme bacteriano.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BARBEAU J, SÉGUIN J, GOULET JP, DE KONINK L, AVON SL, LALONDE B, ROMPRÉ P, DESLAURIERS N. Reassessing the presence of *Candida albicans* in denture-related stomatitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 95: 51-9.
2. WEBB BC, THOMAS CJ, WILLCOX MD, HARTY DW, KNOX KW. *Candida*-associated denture stomatitis. Aetiology and management: a review. Part 2. Oral diseases caused by *Candida* species. *Aust Dent J* 1998; 43: 160-6.
3. BURGERS R, SCHNEIDER-BRACHERT W, ROSENTRITT M, HANDEL G, HAHNEL S. *Candida albicans* adhesion to composite resin materials. *Clin Oral Investig* 2009; 13: 292-9.
4. KLOTZ SA, DRUTZ DJ, ZAJIC JE. Factors governing adherence of *Candida* species to plastic surfaces. *Infect Immun* 1985; 50: 97-101.
5. SIPAHI C, ANIL N, BAYRAMLI E. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *J Dent* 2001; 29: 197-204.
6. YILDIRIM MS, HASANREISOGLU U, HASIRCI N, SULTAN N. Adherence of *Candida albicans* to glow-discharge modified acrylic denture base polymers. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 518-25.
7. NOSONOVSKY M, BHUSHAN B. Superhydrophobic surfaces and emerging Applications: Non-adhesion, energy, green engineering. *Curr Opin Colloid Interface Sci* 2009; 14: 270-80.
8. OGLIARI FA, PIVA E, OLIVEIRA IR, SILVA AF, MORAES RR, CENCI MS. Composição odontológica anti-aderente. Depósito de pedido de patente ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial, protocolo 0000221002087648. 2010.
9. MA M, HILL RM. Superhydrophobic surfaces. *Curr Opin Colloid Interface Sci* 2006; 11: 193-202.