

Tatiane Longhi Scopel, Patrícia Marcolin, María Cristina Moré Farias, Rosmary Nichele Brandalise

INTRODUÇÃO

A liga Ti-6Al-4V vêm sendo aplicada na área ortopédica devido seu módulo de elasticidade semelhante ao do osso. No entanto, a liga Ti-6Al-4V apresenta desvantagens como a liberação de íons alumínio (Al) e vanádio (V). Estudos na área de biomateriais sugerem o uso de revestimentos protetivos e biofuncionalizados para conferir a resistência à corrosão e a bioatividade na superfície do implante. Esta pesquisa visa o desenvolvimento e caracterização de um filme de organossilano e outro híbrido, sob o substrato metálico da liga Ti-6Al-4V, na condição de lixado e não lixado.

METODOLOGIA

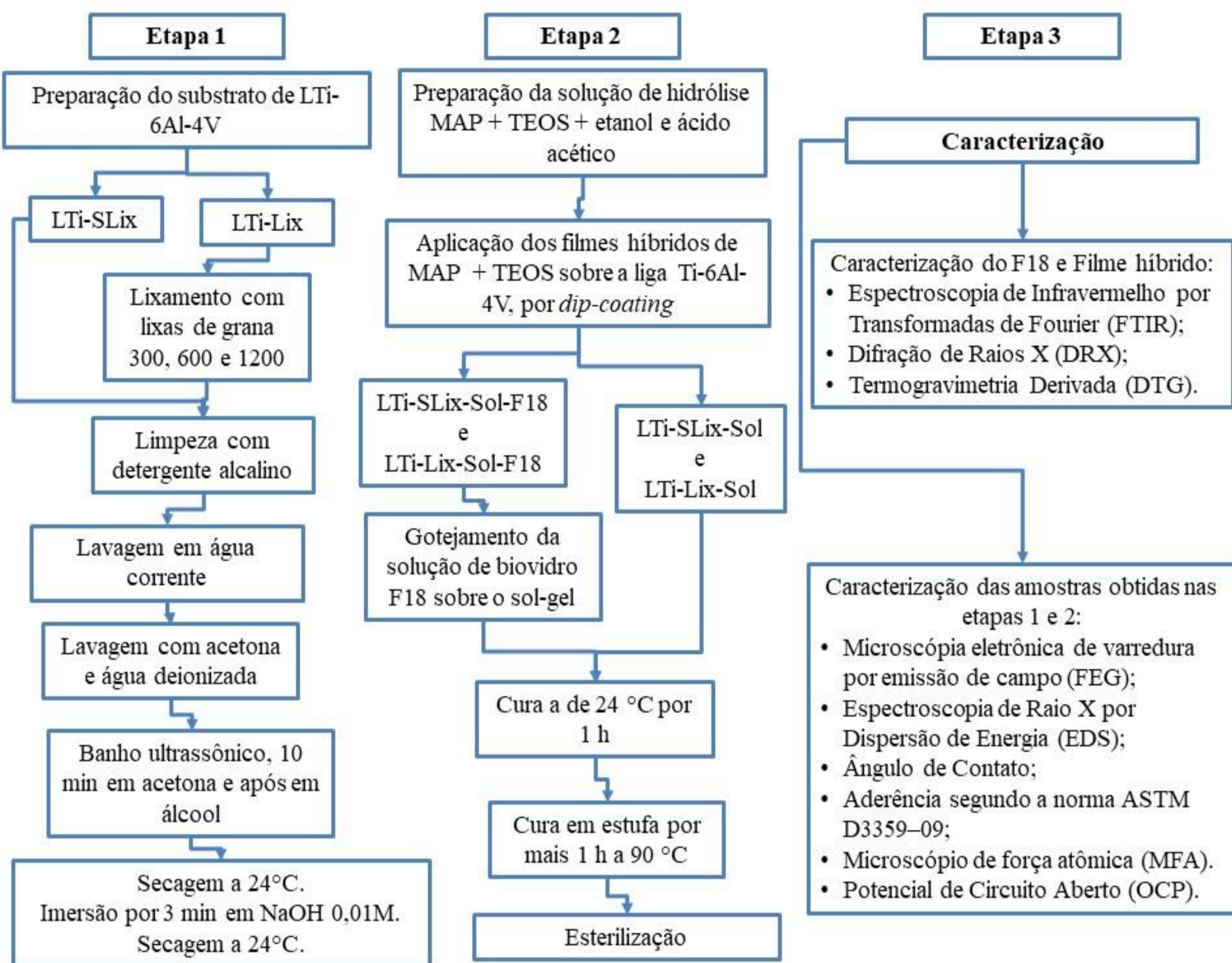


Tabela 1. Medidas de espessura para cada sistema.

Sistemas	LTI-SLix-Sol	LTI-Lix-Sol	LTI-SLix-Sol-F18	LTI-Lix-Sol-F18
Medidas [µm]	0,57	0,78	0,72	1,32
	0,58	0,78	0,74	1,22
	0,58	0,74	0,78	1,19
Média [µm]	0,58 ± 0,01	0,76 ± 0,03	0,75 ± 0,03	1,24 ± 0,18

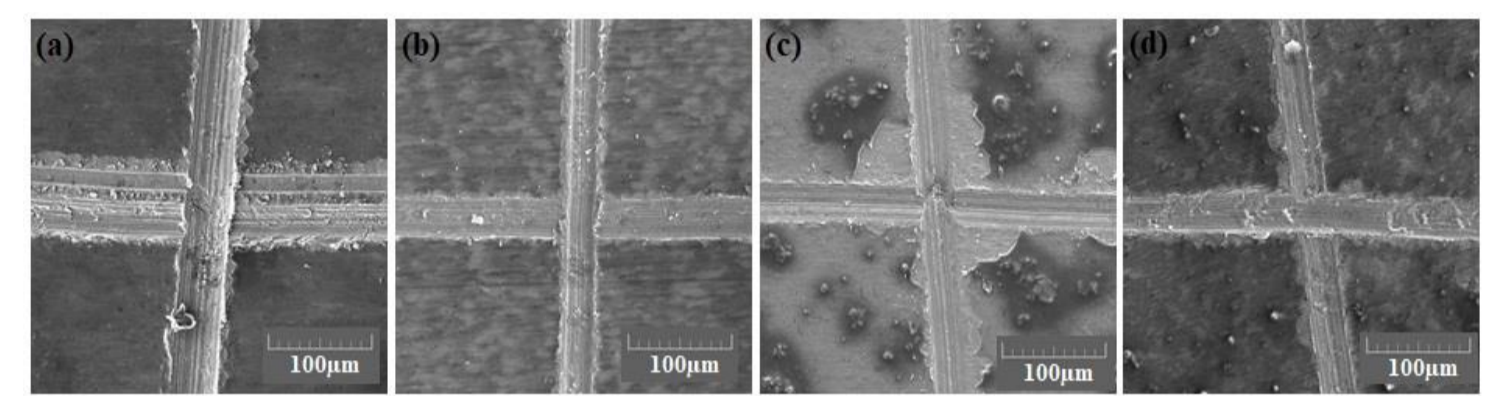


Figura 3. Teste de aderência para os quatros sistemas, com aumento de 800x; (a) LTI-SLix-Sol, (b) LTI-Lix-Sol, (c) LTI-SLix-Sol-F18, (d) LTI-Lix-Sol-F18.

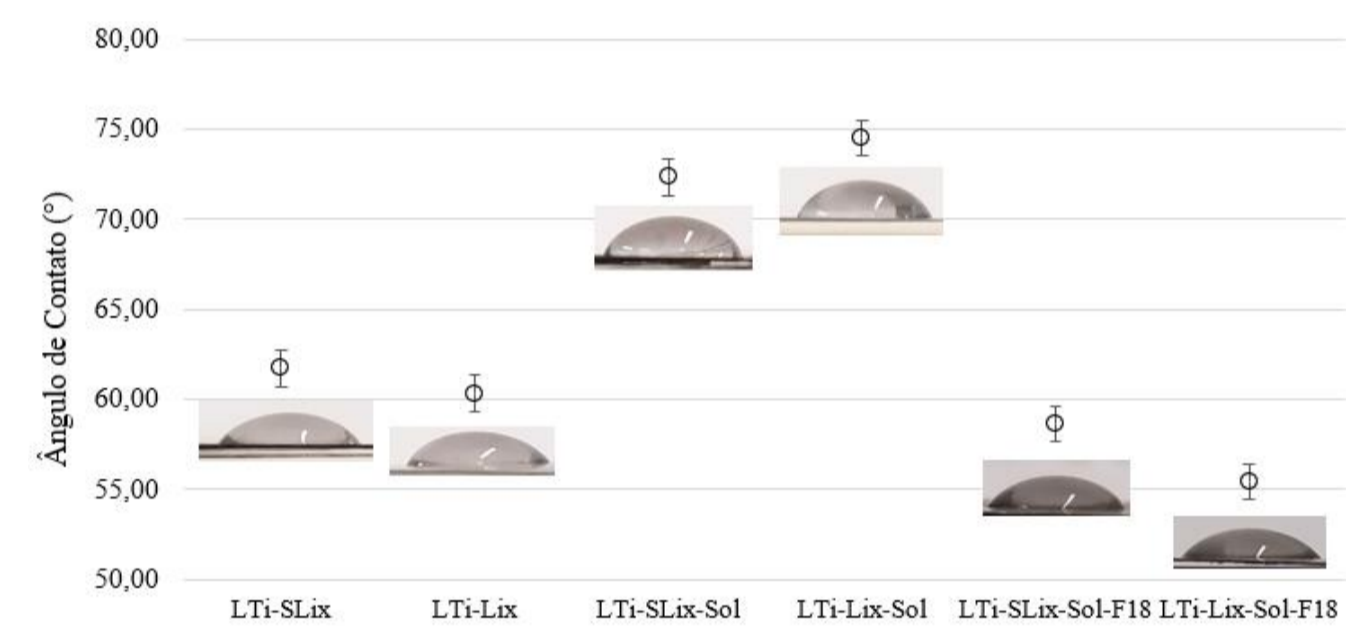


Figura 4. Ângulo de contato de todos os sistemas.

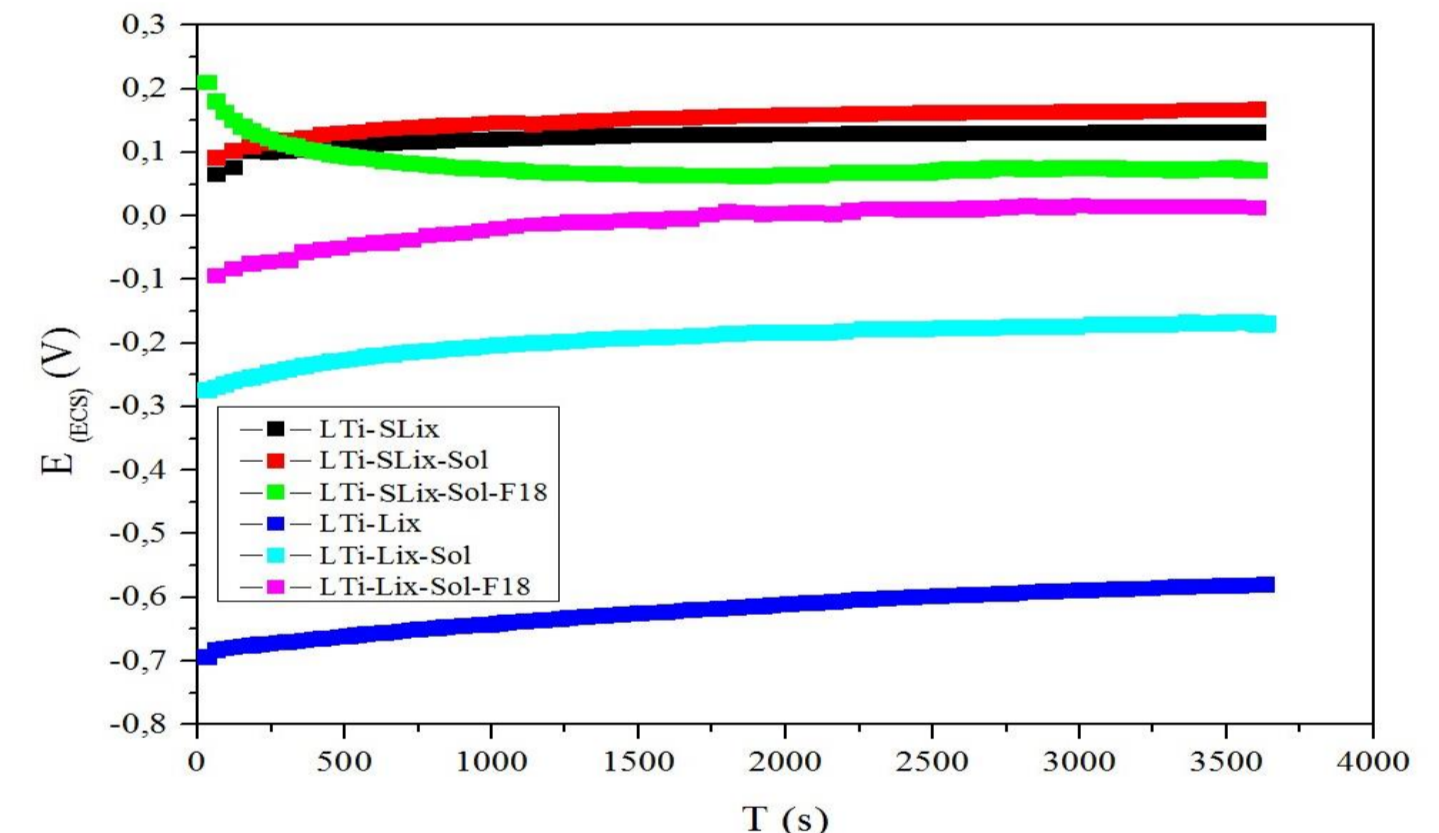
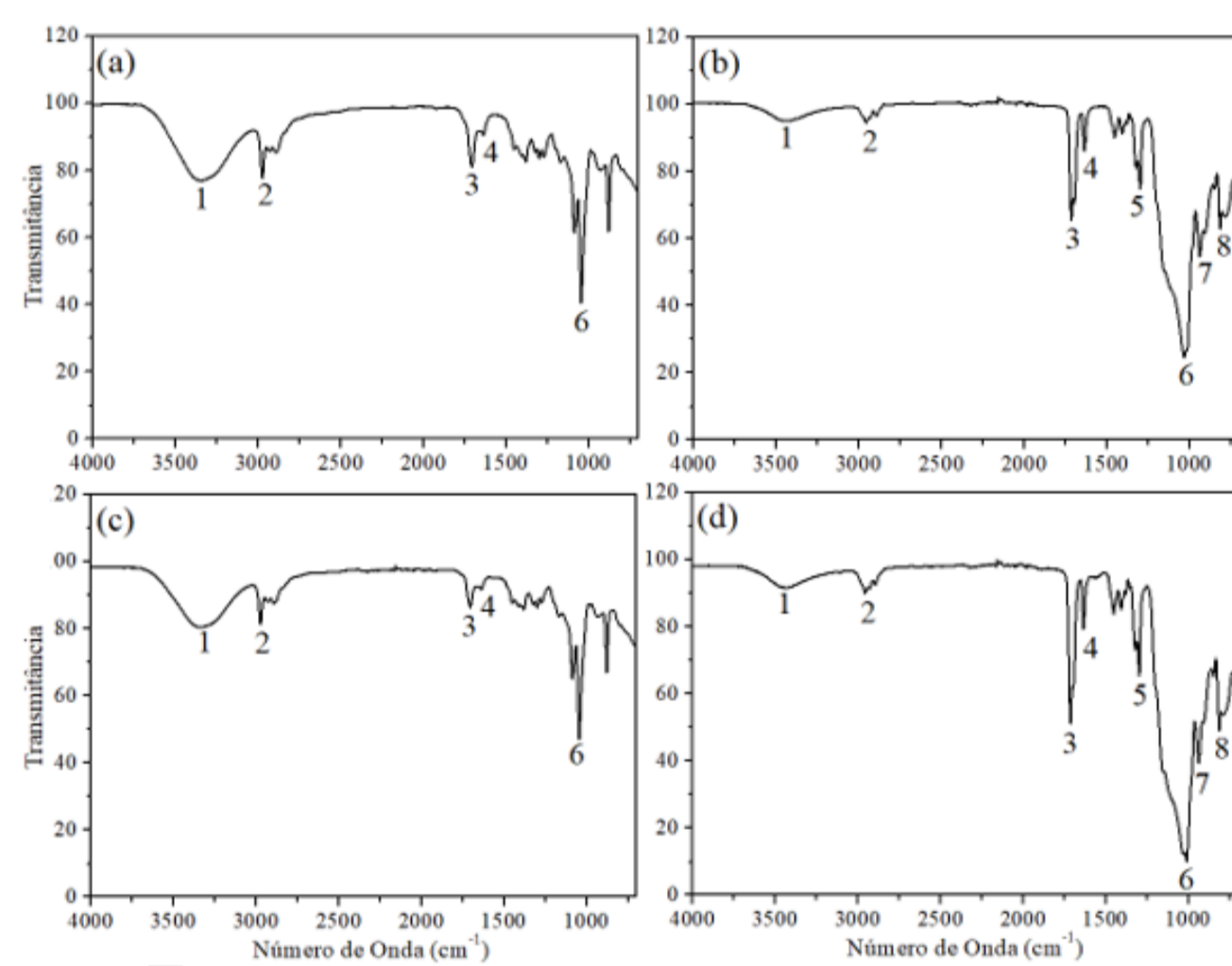


Figura 5. Curvas de Potencial de Circuito Aberto para todos os sistemas.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Figura 1. FTIR dos sistemas: (a) Filme MAP/TEOS líquido; (b) Filme MAP/TEOS curado a 90°C; (c) Filme MAP/TEOS/F18 líquido e (d) Filme MAP/TEOS/F18 curado a 90°C.



Identificação Numérica	Posição da Banda (cm ⁻¹)	Atribuição da Banda
1	3200-3700	Estiramento do grupo OH do Si-OH
2	2900-3000	Estiramento -CH (CH ₂ e CH ₃)
3	1700-1750	Estiramento C=O (ácido acético)
4	1600-1670	Estiramento de C=C-H
5	1300-1400	Dobramento CH ₂ e CH ₃
6	1000-1200	Estiramento Si-O das ligações Si-O-Si reticulada
7	900-960	Estiramento simétrico Si-O-C ₂ H ₅ dos grupos não hidrolisados
8	800-890	Estiramento Si-O (Si-OH)
8	600-800	Estiramento -CH (Si-CH ₂ -CH ₂ -Si)

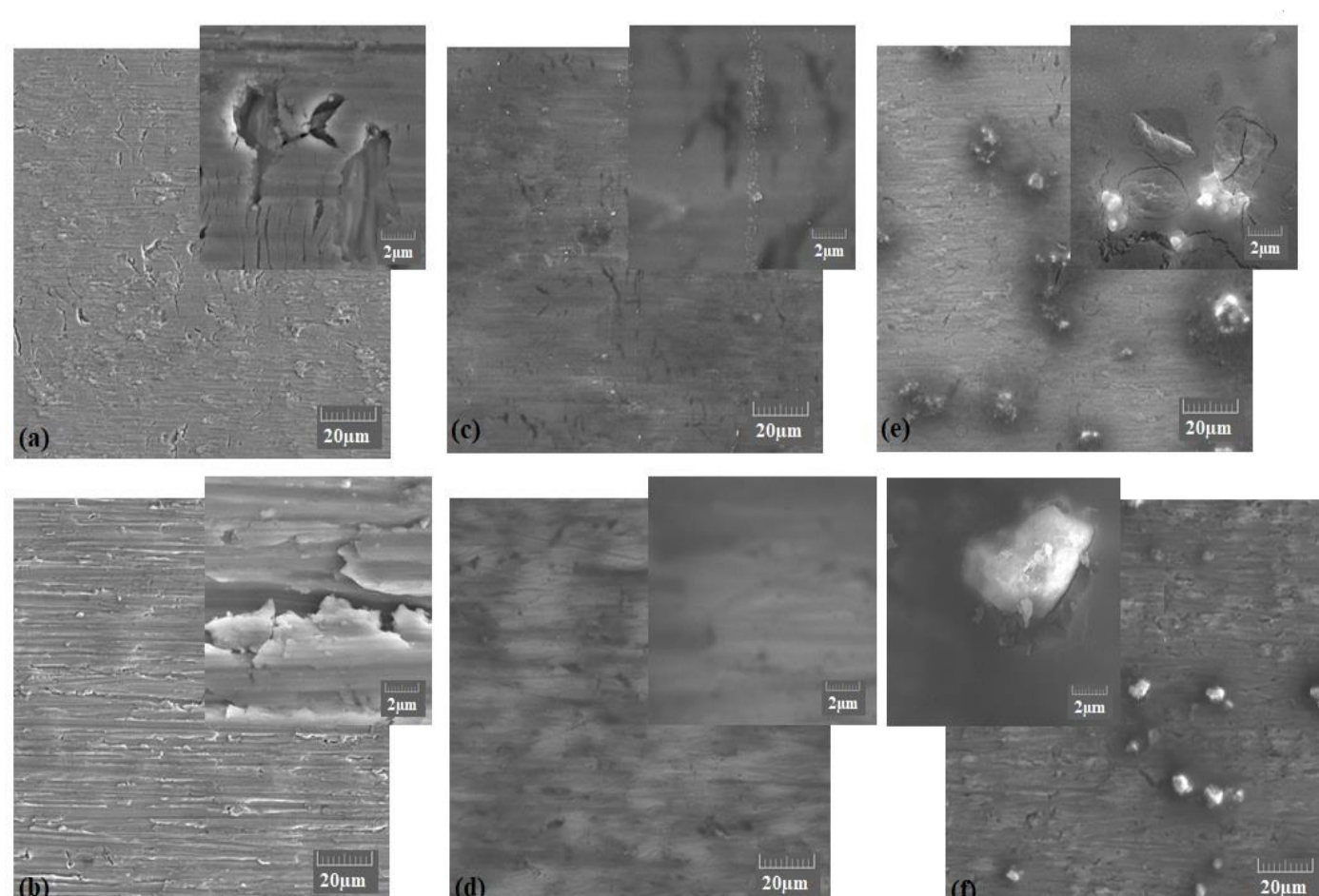


Figura 2. FEG para todos os sistemas, com aumento de 2K e ampliação de 20K; (a) LTI-SLix, (b) LTI-Lix, (c) LTI-SLix-Sol, (d) LTI-Lix-Sol, (e) LTI-SLix-Sol-F18, (f) LTI-Lix-Sol-F18.

CONCLUSÃO

Pela análise morfológica, os sistemas MAP/TEOS e MAP/TEOS/F18 com e sem lixamento, apresentaram a formação de um filme fino e sem fissuras. Os filmes MAP/TEOS e MAP/TEOS/F18 do sistema sem lixamento apresentaram menor espessura e rugosidade em relação ao sistema lixado. No entanto, à aderência dos filmes MAP/TEOS e MAP/TEOS/F18 sobre o substrato não lixado foi inferior ao substrato lixado, comprovando que o lixamento proporcionou mais pontos de ancoragem para a adesão dos filmes. Em relação a hidrofiliicidade, entre os substratos lixados e não lixados, não foram observadas variações significativas. Pelas curvas de OCP, concluiu-se que os filmes MAP/TEOS e MAP/TEOS/F18 aumentaram a resistência à corrosão dos substratos metálicos lixados e não lixados.

REFERÊNCIAS

- ALVES, A.C.; WENGER, F.; PONTTHIAUX, P.; CELIS, J.P.; PINTO, A.M.; ROCHA, L.A.; FERNANDES, J.C.S. Corrosion mechanisms in titanium oxide-based films produced by anodic treatment. *Electrochimica Acta*, v. 234, n.º. 20, p. 16-27, 2017.
- BHAT, S.; KUMAR, A. Biomaterials and bioengineering tomorrow's healthcare. *Biomater*, v. 3, p. 1-12, 2013.
- CHEN, F.M.; LIU, X. Advancing biomaterials of human origin for tissue engineering. *Progress in Polymer Science*, v. 53, p. 86-168, 2016.
- CHEN, Q.; THOUAS, G. A. Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, v. 87, p. 1-57, jan. 2015.
- HOTCHKISS, K.M.; REDDY, G.B.; HYZY, S.L.; SCHWARTZ, Z.; BOYAN, B.D.; OLIVARES-NAVARRETE, R. Titanium surface characteristics, including topography and wettability, alter macrophage activation. *Acta Biomaterialia*, v. 31, p. 425-434, 2016.