

172nmVUV によるチタン表面の改質と MPC ポリマーコーティング

(岐阜大工院) ○(学)山口恭平・(正)神原信志

1. 諸言

MPC ポリマーは優れた抗血栓性を有することから、インプラントや人工臓器、ステントなど様々な医療デバイスの材料表面へコーティングが期待されている¹⁾。しかし、医療デバイスによく用いられるチタン表面は、疎水性であるため、親水性の MPC ポリマーをコーティングすることは容易ではない。そのため、チタンの表面を疎水性から親水性に改質する必要がある。

MPC ポリマーをチタンに強固にコーティングするにはチタン表面と MPC ポリマーを化学的に共有結合させる必要がある。チタン表面は酸化被膜で覆われており、この酸素を他の官能基に置換することでチタンに新たな機能を付与できる。したがって、チタン表面の酸素をカルボキシル基(-COOH)または水酸基(-OH)に置換すれば、MPC ポリマーの側鎖をチタン表面に強固に結合できると考えられる。

本研究では、生産性を考慮して反応時間を短くすること、またドライプロセスとしたいことから、フォトンエネルギーが高い波長 172nm の真空紫外線を用いて、表面処理を行った。また、改質表面に MPC ポリマーを塗布することでコーティングを施し、その後、コーティングの強度を調べるために溶出試験を行った。

2. 実験方法

第一に、真空紫外線 (VUV, 波長 172nm) 照射によるチタン表面の親水性の変化を調べた。照射時間は 1-15min に変化させた。照射後、チタン表面に蒸留水を滴下し、照射の時間と距離における接触角の変化を調べた。また XPS を用いて照射後の表面分析を行った。

第二に、MPC ポリマーの濃度による膜厚の変化を調べるために、ポリマー濃度 1, 5, 10, 15wt% の溶液を作り、表面改質後のチタン表面に 50 μ L 滴下し、スピンコータを用いてコーティングを行った。その表面状態を SEM および XPS を用いて分析・評価した。

次にコーティングの耐性を調べるために、溶出試験を行った。MPC ポリマー濃度を変化させコーティング膜厚が異なるサンプルを用い、蒸留水に浸した状態で 5 日間ゆっくりと攪拌した。溶出試験前後の試料重量を測定し、コーティングの溶出量を調べた。

3. 実験結果

ここには示さないが、VUV 照射時間が長いほどチタン表面は親水性に改質され、3 min 以上で十分な親水性を示すことがわかった。Fig. 1 は VUV 照射時間 5min としたチタン表面に濃度 10% の MPC ポリマーをコーティングした時の SEM 像である。膜厚を測定するために、コーティング面の一部を切削してある。これより、紫外線照射による表面改質によって MPC ポリマーが均一にコーティングされていることがわかる。

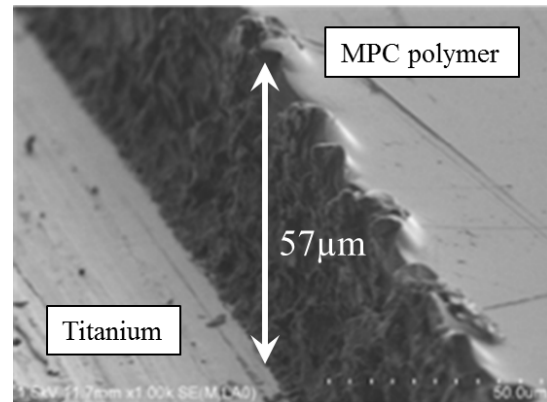


Fig. 1 SEM image of MPC polymer on titanium surface.

Fig. 2 は、スピンコータの回転数をパラメータとして、MPC ポリマーの濃度 (すなわち膜厚) に対する溶出率の変化を示した図である。溶出率は、濃度が高くなるほど、また回転数が小さいほど低くなることがわかった。ポリマー濃度 15%, 回転数 160rpm で最も溶出率は抑制された。すなわち、膜厚が厚いほどコーティング溶出率は抑制される。

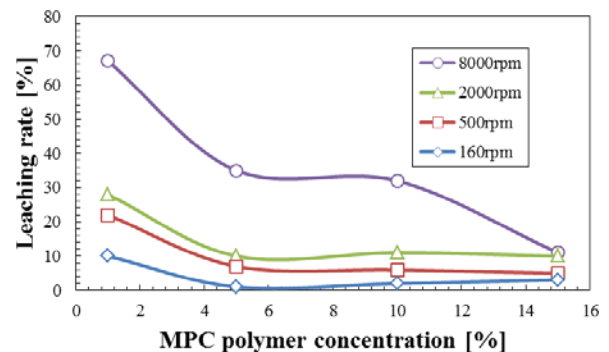


Fig. 2 Change in the leaching rate of the spin-coated sample.

4. 結言

波長 172 nm の VUV 照射で改質したチタン表面に MPC ポリマーをコーティングし、ポリマー濃度とスピンコーター回転数が膜厚及び溶出率に及ぼす影響を調べた。濃度が高く、回転数が低いほど膜厚は厚くコーティングでき、膜厚が厚いほど溶出率を抑制できることがわかった。

参考文献

- 1) K.Ishihara et al. ; J.Biomed.Mater.Res., 24, 1069-1077 (1990).
- 2) R.T.Williams et al. ; Biomaterials, 25, 4659-4673 (2004).
- 3) T.Hino et al. ; Vacuum, 83, 506-509 (2009).
- 4) 川崎実 ; 表面技術, 53, 490-497 (2002).