

体内埋め込み型医療デバイスのための微細加工プロセス開発

Development of microfabrication process for implantable medical devices

東大工¹, ナノ医療イノベーションセンター²°(B)島田 一輝¹, 竹原 宏明^{1,2}, 一木 隆範^{1,2}The University of Tokyo¹, Innovation Center of NanoMedicine (iCONM)²°Kazuki Shimada¹, Hiroaki Takehara^{1,2} and Takanori Ichiki^{1,2}

E-mail : shimada@bionano.t.u-tokyo.ac.jp

【緒言】 生体吸収性高分子は、生体内で使用される医療用デバイス材料として利用されており[1,2]、金属材料と複合することで高機能化が期待される。医療デバイス材料の微細加工には、人体に有害な物質を使用せず、光透過性の差のみにより加工が可能であるレーザーアブレーションが有用である[3]。しかし、高分子材料と金属材料では融点や熱伝導率などの熱物性が大きく異なるため、熱物性の差異を考慮した加工プロセスが必要となる。そのため本研究では、生体吸収性を有する高分子/金属材料複合体におけるレーザーアブレーション加工が高分子・金属材料に及ぼす影響について検討した。

【実験方法】 生体吸収性高分子材料ポリ-L-乳酸 (poly(L-lactic acid), PLLA) 基板上への金属配線加工プロセスについて検討した。離型性に優れたポリジメチルシロキサン(PDMS)の上で PLLA 粉末を溶融し、PDMS コーティングしたガラス板で加圧しながら冷却・凝固してシート形状(縦 20 mm、横 20 mm、厚さ 1 mm) の PLLA 基板を成型した。PLLA 基板表面に酸素プラズマ処理(150 W、33 Pa、7 min)を施し、生体吸収性を有する金属材料であるモリブデン(Mo)(融点 2896 K)をスパッタリング法(50 W、30 min)により成膜した。作製した Mo 薄膜を UV レーザーアブレーション(波長 355 nm、スポット径 20 μm 、走査時間 100 mm/s、周波数 140 kHz、加工幅 20-130 μm)によりレーザー強度(0.3、0.7、1.0、1.5 W)でラインアンドスペースパターンに加工し、配線加工誤差の比較を行った。

【結果及び考察】 レーザー強度 0.3 W 及び 1.5 W で加工した Mo 配線(線幅 100 μm)の光学顕微鏡写真をそれぞれ Fig. 1 (a), (b)に、レーザー強度と配線加工誤差の関係を Fig.2 に示す。レーザー強度 1.0 W、1.5 W による加工では、レーザー強度の上昇に伴い加工誤差の増加が観察された。レーザー加工時に吸光部の Mo 薄膜温度が高温に達し、周囲の Mo 薄膜への熱拡散が生じたためだと考え

られる。これらに比較すると、レーザー強度 0.3 W、0.7 W による加工では加工誤差が抑制されていた。レーザー吸光部からの熱拡散と、熱拡散による温度上昇に起因する熱応力が抑制され、吸光部周囲の剥離が抑制されたためだと考えられる。

今後は、レーザー加工時に生じる熱拡散が Mo 薄膜及び PLLA 基板に与える影響について評価を行う。

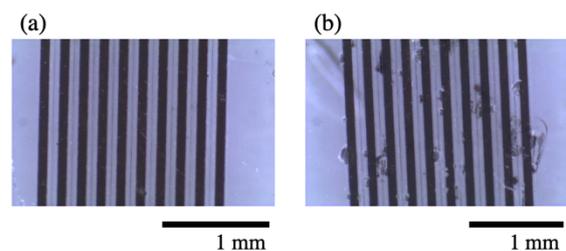


Fig. 1 Photographs of Mo line and space pattern (100 μm) processed with laser intensities of (a) 0.3 W, (b) 1.5 W.

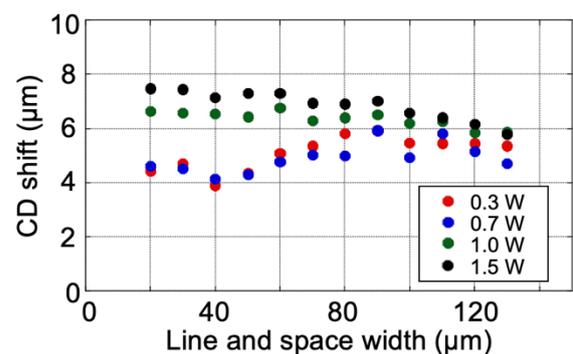


Fig. 2 Critical dimension shift at each laser.

[参考文献]

- [1] M. Hecke, *et al.*, J. Micromech. Microeng., **14**, R1-R14, 2004. [2] A. Teo, *et al.*, ACS Biomater. Sci. Eng., **4**, 454-472, 2016. [3] A. Ongaro, *et al.*, ACS Sustain. Chem. Eng., **6**, 4899-4908, 2018.