

高出カインパルスマグネトロンスパッタリング法による医療用 DLC 膜の開発

工学部 電気電子システム学科 山本 耕平, 技術科学研究所 中谷 達行
東京電子株式会社 岡野 忠之, 黒岩 雅英

Keywords : DLC, HiPIMS, プラズマ, スパッタリング, 医療, 歯科インプラント, 人工関節

1. 研究目的

近年では高齢化者社会がさらに加速し, 加齢によって失われた歯を取り戻すための手段として歯科インプラントの需要が増している. しかし, アパタイト等の既存の表面処理は, 剥がれやすく骨との接着不良で抜け落ちやすいという課題がある. そのため, 生体適合性のある高硬度で密着性の高い表面改質技術が求められている. DLC (Diamond-Like Carbon) コーティングは医療用材料として既に承認されており, 課題解決に向けて適用の期待が大きい, これらの高い材料特性を満足する成膜方法は未だ確立がなされていない. そこで本研究では, DLC 膜を歯科インプラント用にするために, 高出カインパルスマグネトロンスパッタリング (HiPIMS) 法を用いた成膜技術の開発を目的とする. HiPIMS法は, 低いDuty比で高い電力を瞬間的にカソードに投入し, 高密度のプラズマを形成することが可能となるため, 高硬度で耐久性の高いDLC成膜が期待できる.

2. 実験方法

本実験で用いるスパッタリング装置及びHiPIMS電源は独自装置として設計開発を行った. ターゲットには3インチのカーボン固体原料を用い, 基板とカソード間の距離は100 mm, 到達真空度は 1.0×10^{-3} Pa以下とした. 放電条件は, スパッタガスとしてアルゴンを5 sccm導入し, 圧力0.5 Pa, 周波数200 Hz, パルス幅50 μ s, 印加電圧900 Vとした. また, 電流-電圧波形の計測には, オシロスコープ及び電流, 電圧プローブを用いた.

3. 結果及び考察

Fig. 1 に HiPIMS の電流-電圧波形を示す. カソード電圧は, 印加直後に立ち上がり, 放電開始とともに電圧下降を始めた. 放電電流は9 μ s

遅れで急激に立ち上がり, ピーク電流は161 Aを示した. 一般的にHiPIMSは電力密度が500 W/cm²以上といわれており, 本実験ではピーク電力密度1707 W/cm²のインパクトの強い高出力が確認された. Fig. 2にHiPIMSのプラズマ生成の写真を示す. 電力密度の増加に伴い発行強度が増加していることがわかる. また, 印加電圧を700 V~1000 Vまで変化させ電流密度を計測した結果, (1)式に示すスパッタリングの電流-電圧特性式において, 金属ターゲットのHiPIMSと同様に, DLC成膜においても指数nは段階的に小さくなることが確認された. このことは高硬度化に必要な膜の緻密化の可能性を示唆している.

$$I_d = k_d V_d^n \quad (1)$$

したがって, カーボン固体原料を用いたHiPIMSが確認されたことで, 医療用インプラントに最適な生体適合性のある高硬度で耐久性の高いDLC成膜の可能性が示唆される.

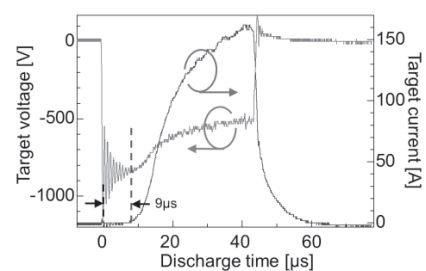


Fig. 1 HiPIMS 電流 - 電圧波形

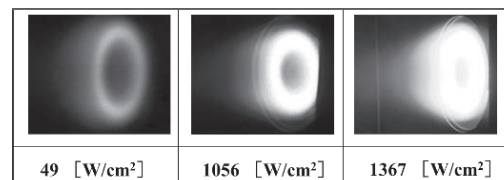


Fig. 2 HiPIMS のプラズマ生成

4. 今後の展開

成膜評価と反応性スパッタの検討を進める.