

生体内埋め込みに向けた誘導加熱型薄膜状発熱デバイス

Induction-heated thin-film heating device for *in vivo* implantation

東工大生命理工¹, 帝京大医², 麻布大獣医³

○(M1) 齋藤 優人¹, 松谷 哲行², 金井 詠一³, 藤枝 俊宣¹

Sch. Life Sci. and Tech., Tokyo Tech.¹, Sch. Med., Teikyo Univ.², Sch. Veterinary Med., Azabu Univ.³

○(M1) Masato Saito¹, Noriyuki Matsutani², Eiichi Kanai³, Toshinori Fujie¹

E-mail: t_fujie@bio.titech.ac.jp

【緒言】

患部を局所的に発熱させる治療法は、温熱療法や気管支喘息治療において応用されているが、これらの治療には大型の医療機器や有線式の発熱装置が用いられることが多い。そのため、低侵襲で簡便な治療法として、生体組織を局所的に加熱可能な埋め込み型デバイスの開発が期待されている。磁界共鳴など様々な無線給電方式が開発されているが、いずれもキャパシタなどの導入が必要であるため、生体内への埋め込みに課題が残る。そこで本研究では、非接触で金属を加熱する方式として、熱発生の制御が比較的容易な誘導加熱(IH; Induction Heating)の原理に着目した。具体的には、インクジェット印刷にて薄膜状発熱デバイスを作製し、生体組織表面における発熱挙動を評価した。

【方法】

ポリイミドフィルム上にインクジェット印刷を用いて、Au ナノインクを線幅 0.4 mm で同心正形状に印刷(Figure 1)し、熱処理(250 °C, 20 分)を施した。バーコート法を用いて印刷配線上にポリ乳酸(PDLLA)を製膜し、剥離することで PDLLA 薄膜に印刷配線を転写した(2.2 Ω/cm)。また、印刷配線が生体に接触しないようポリカプロラクトン(PCL)にて保護膜を作製し、配線を転写した PDLLA 薄膜と熱圧着(50°C)することで、薄膜状の発熱デバイスを作製した。

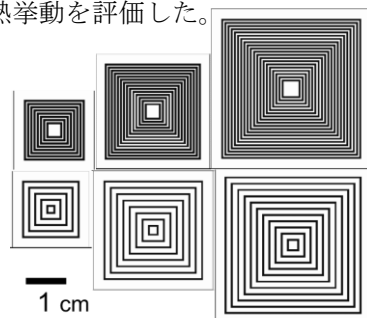


Figure 1. Design of inkjet-printed coils.

次に、交流電流(30 MHz, 20 V_{p-p})の流れる送信コイルを、厚さ 1 cm の寒天ゲル表面に貼付した発熱デバイスの直上にかざし、IR カメラにて発熱デバイスの温度変化を経時的に測定した。最後に、ビーグル犬(2 歳, 14 kg)の肝臓表面に発熱デバイスを貼付し、ゲル上に設置した際と同様に温度変化を経時的に測定した。

【結果と考察】

ポリイミドフィルム表面に印刷した配線は、そのサイズによらずフィルムから PDLLA 薄膜(膜厚: 2-6 μm)に転写された。発熱デバイス上に送信コイルを設置し、交流電流を流したところ、配線長依存的にデバイスの表面温度が上昇することが示された(Figure 2a)。配線長の増加に伴い誘導加熱時の渦電流が多く発生することで、発熱温度が上昇したと考えられる。

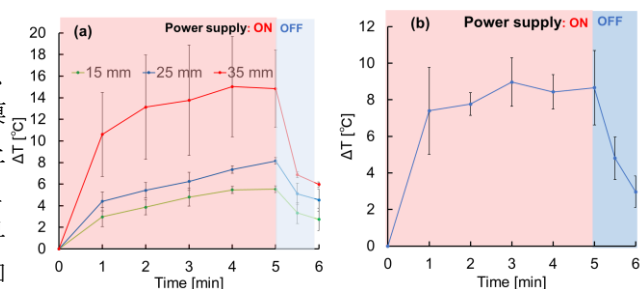


Figure 2. Heating profile of wireless devices with (a) different size and against (b) *in vivo* hepatic lobe (35 mm × 35 mm).

ビーグル犬を用いた動物実験では、ゲル上で最大 41°C 上昇可能な 35 mm 角のデバイスを選択した。デバイスを肝臓左葉及び右葉に貼付し、デバイス上にかざした送信コイルに交流電流を流したところ、発熱デバイスの表面温度は約 7°C 上昇した(Figure 2b)。このとき、肝臓表面の温度も給電開始前より約 3°C 上昇した。ゲル上での実験結果と比較して温度上昇が低下した理由としては、1)ゲルよりも肝臓の熱容量が大きいため、熱が吸収されたこと、2)血流によって放熱が促進されたことなどが考えられる。以上の結果より、今回作製したデバイスは、生体内においてバッテリーレスにて発熱できることが示された。今後は閉腹後にもデバイスを発熱させることを目指し、体表に近い胸腔や腹腔への適用を見据えた配線デザインを検討する。