

電気刺激による筋収縮制御を用いた体内発電機構の設計

Design of an implantable power generation system utilizing muscle contraction

○ 土方亘（東工大） 富岡洸太（東工大） 進士忠彦（東工大）

Wataru HIJIKATA, Tokyo Institute of Technology
Kota TOMIOKA, Tokyo Institute of Technology
Tadahiko SHINSHI, Tokyo Institute of Technology

Abstract: An implantable power generation system utilizing muscle contraction has been proposed to supply the power to implantable medical devices such as pacemakers. In the generation system, an electromagnetic induction generator is driven by the contraction force of the skeletal muscle, which is excited by the electrical stimulation. In order to enhance the durability of the proposed system, we developed frictionless generator mechanism by using parallel leaf springs and a contactless clutch mechanism utilizing magnetic force. In this generator, energy of the muscle contraction is stored in the energy of the parallel leaf springs. By releasing the clutch, the spring energy is converted into the kinetic energy of a vibrator, and then, the electrical energy is induced by permanent magnets mounted on the vibrator and stator coils. The prototype generator showed generated power of 20.9 μ W and conversion efficiency of 24.7% in experiments.

Key Words: Implantable power generation system, muscle contraction, Contactless clutch, Parallel leaf spring

1 緒言

人口の高齢化や生活習慣病の増加に伴い、ペースメーカーなどの植込み型医療デバイスの販売台数は、世界的に年々増加している。植込み型医療デバイスの多くは、消費電力の大きい人工心臓などを除いて、基本的に電池で駆動しているが、数年毎に電池交換のための外科手術が必要なため、患者にとって大きな負担となっている。

この解決方法の一つとして、体内発電システムが挙げられる。従来の体内発電には、心臓の鼓動⁽¹⁾や血管の圧力変動⁽²⁾をエネルギー源としたものがあるが、循環器系に発電デバイスを介在させることは、装置の不具合が生命維持を脅かす懸念もあり、好ましくないと筆者らは考えている。一方、骨格筋の収縮は、1mW/gと体内では比較的高いパワー密度を有するうえ、生命維持に直結しないため、発電機を介在させても危険性は低い。

そこで筆者らは、図1に示すように、骨格筋の収縮による運動エネルギーを、小型発電機によって電気エネルギーに変換し、バッテリーに蓄電、デバイスに給電する体内発電システムを提案している⁽³⁾。必要に応じて、発電電力の一部を用いて骨格筋に電気刺激を与え、筋収縮を強制的に生じさせることも可能である。収縮に伴うエネルギーは体内のブドウ糖から供給されるため、体内の閉じた系で発電が可能である。

本システムの原理を検証するため、筋収縮でクランクギアを牽引し、増速ギアを介して永久磁石を配置したロータを回転し、電磁誘導で発電する小型発電機を試作した。カエル筋肉を用いた実験では、発電電力が刺激電力を上回り、数gの筋肉でペースメーカーの消費電力を賄える可能性を示したが、ギアやベアリング等の摺動部による低耐久性が課題であった。そこで本報告では、提案する体内発電システムに於いて、摺動部が無く、高耐久性を有する体内発電機を提案し、発電効率等の基礎的な性能評価を行う。

2 摺動部の無い発電機構の提案

2.1 提案する機構の動作原理

摺動部の無い発電機構として、筋肉の収縮を往復運動に変換し、発電する方法を考える。筋肉は電気刺激が入力されてから、数百ms後に最も収縮した状態となるが、この

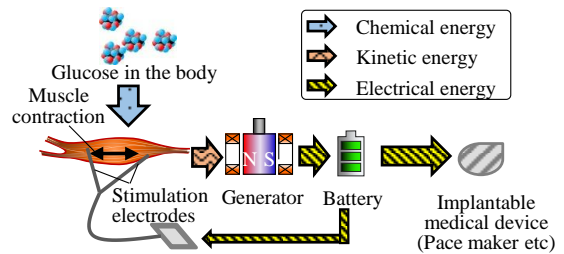


Fig. 1 Energy flow of the proposed in-vivo generation system

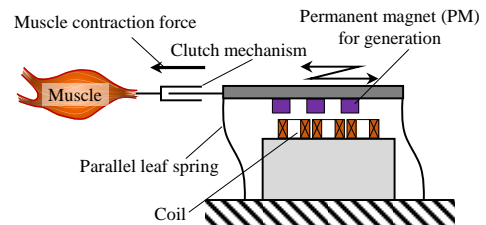


Fig. 2 Principle of the proposed generation mechanism

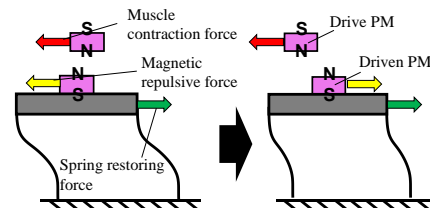


Fig. 3 Principle of the contactless clutch mechanism

短時間で全てのエネルギーを電気エネルギーに変換するのは困難である。そこで、図2に示すように、平行ばねで支持した振動子を筋肉の収縮で牽引し、筋肉・振動子間のクラッチ機構を切り離すことで、減衰自由振動を生じさせ、永久磁石とコイル間の電磁誘導によって、振動子の運動エネルギーを徐々に電気エネルギーに変換する機構を考える。クラッチ機構を非接触で実現し、平行ばねが疲労破壊しないように設計すれば、摺動部が無く高耐久な発電機構が実現できる。

提案する非接触クラッチ機構の概略を図3に示す。筋肉に駆動側磁石、振動子に従動側磁石を配置する。図では、同極同士が対向している場合を示している。駆動側磁石を

筋肉で牽引すると、反発力によって従動側磁石も変位する。やがて、板ばねの復元力が反発力を上回り、図3右のように、両磁石の相対位置が逆になり、減衰振動が始まる。

2.2 発電機構の設計

図4に設計した発電機を示す。0.2gのカエル筋肉を用いた予備実験⁽³⁾をもとに、平行ばねが約3mm変位した時にクラッチが解放し、この時のばね復元力が0.37Nとなるように設計した。その結果、平行ばねのヤング率、厚さ、長さはそれぞれ127GPa、0.11mm、20.5mmとした。

クラッチ機構にはネオジウム磁石を用い、寸法は磁場解析を用いて設計した。まず、駆動、従動磁石の異極同士が向かい合い、吸引力が生じる場合を検討した。磁石間の磁力は、両磁石の相対変位、平行ばねの復元力は従動磁石の絶対変位に応じて変化する。駆動磁石を筋収縮によって変位させると、クラッチ機構の磁力と平行ばねの復元力が釣り合いながら、両磁石の相対変位と、従動磁石の絶対変位が変化する。やがて、板ばねの復元力が磁力を上回るとクラッチが解放する。解放時の従動磁石変位は、図5(a)に示す、平行ばねの復元力の直線と、磁力の曲線が接する3mmの点である。なお、磁力は磁場解析を用いて計算しており、磁石寸法は図4に示す。

平行ばねに蓄えたエネルギーの一部は、駆動・従動磁石間の磁気ポテンシャルに変換され、残りは振動子の運動エネルギーとなる。運動エネルギーは、平行ばねの復元力直線と、クラッチ用磁石の磁力曲線で囲まれた、図5(a)中の青の領域であるが、異極同士を対向した場合、この領域が極めて小さく、効果的に振動子を駆動できないことが明らかとなった。

そこで、両磁石の同極同士を対向させ、反発力を生じさせた場合、図5(b)の結果が得られた。反発力の場合、クラッチ解放後、磁石間の磁気ポテンシャルは、平行ばねのエネルギーと同様に、振動子の運動エネルギーに変換されるため、より高出力化が期待できることが、明らかとなった。そこで、クラッチ機構の磁石は同極同士を対向させることとした。

2.3 発電機構の試作

図6に、試作した発電機を示す。振動子には面外方向に着磁したネオジウム磁石を1mmピッチで設け、ステータに設置したコイルとのギャップは0.35mmとした。コイル部はφ0.1mmのエナメル線を12本束ねて作製した。

3 試作発電機の評価

今回は基礎評価のため、筋肉の代わりに微動台に駆動磁石を設置し、振動子を駆動した。振動子の変位はレーザ変位計で計測した。まず、負荷抵抗を接続しない無負荷状態で駆動磁石を動かした時の、振動子の減衰振動から減衰比を算出したところ、0.00024であり、機械的損失が小さいことを確認した。

次に、様々な負荷抵抗を接続し、発電量と効率を計測した。発電量 W_{out} は、電流の二乗と負荷抵抗の積を時間積分して求めた。効率は、振動子への入力エネルギー W_{in} と、 W_{out} の比で計算する。 W_{in} は振動開始後の振動子の最高速度と質量から求めた運動エネルギーとした。計測の結果、負荷抵抗 200mΩにて発電量が最大となり、振動開始から3秒間の発電量は20.9μWであった。また、発電効率は24.7%となり、従来研究の回転式発電機の19.4%を上回った。

4 結言

電気刺激による筋収縮制御を用いた体内発電システムに

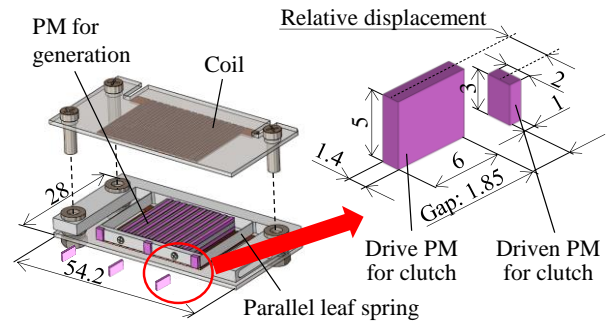


Fig. 4 Proposed power generation mechanism

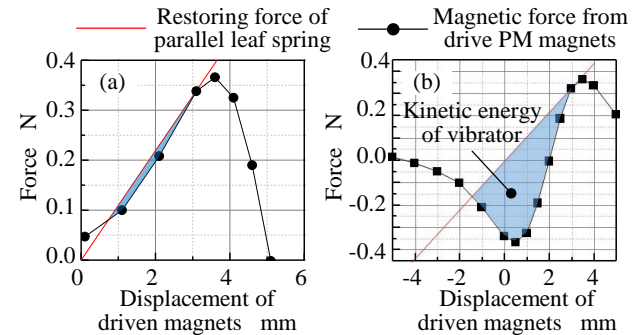


Fig. 5 Relationship between restoring force of parallel leaf springs and magnetic force from drive PMs: (a) Attractive force type, (b) Repulsive force type

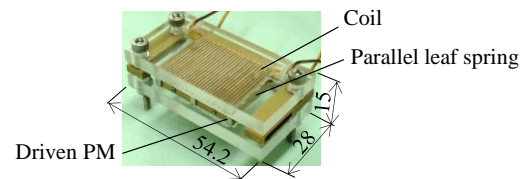


Fig. 6 Prototype power generation mechanism

において、高耐久な発電機構を実現するため、平行ばねと非接触クラッチからなる機構を提案し、基礎性能を評価した。非接触クラッチに用いる駆動・従動磁石は、異極同士を対向させた吸引型よりも、同極同士を対向させた反発型の方が、振動子により大きな運動エネルギーを与えられることを確認した。試作機の発電量はペースメーカーの駆動に十分な20.9μWを達成したが、今後、実際の筋肉で実験を行い、刺激に消費する電力も考慮する予定である。発電効率は、従来の回転式よりも5%以上向上し、摺動部の無い機構の有用性を確認した。今後は、機構の薄型化、高効率化等を行い、動物実験を実施する予定である。

参考文献

- (1) A. Zurbuchen, A. Pfenniger, A. Stahel, et al., Energy harvesting from the beating heart by a mass imbalance oscillation generator, *Ann Biomed Eng*, Vol. 41, 2013.
- (2) A. Pfenniger, D. Obrist, A. Stahel, et al., Energy harvesting through arterial wall deformation: design considerations for a magneto-hydrodynamic generator, *Med Biol Eng Comput*, Vol. 51, No. 7, pp. 741–755, 2013.
- (3) G. Sahara, W. Hijikata, K. Tomioka and T. Shinshi, Implantable Power Generation System Utilizing Muscle Contractions Excited by electrical stimulation, *Proc IMechE Part H*, Vol. 230, No. 6, pp. 569-578, 2015.