

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 6 月 22 日現在

機関番号：12608

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2016～2017

課題番号：16K14142

研究課題名(和文)電気刺激による骨格筋制御を用いた体内発電の基礎研究

研究課題名(英文)Implantable power generation system utilizing muscle contractions controlled by electrical stimulation

研究代表者

進士 忠彦 (SHINSHI, Tadahiko)

東京工業大学・科学技術創成研究院・教授

研究者番号：60272720

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,800,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、大胸筋などの骨格筋の一部をアクチュエータとして用い、電気刺激により発生する筋収縮運動を電力変換するシステムの実現を目指す。具体的には、身体の機能に影響を与えない数グラム程度の骨格筋を電気刺激で収縮し、その運動を用いたmWクラスの発電を最終的な目標とした。その実現のため、本研究では、カエルの筋肉に電気刺激を与えた場合の筋肉応答実験や、そのデータをもとに、回転型およびリニア型マイクロ発電機を提案、試作し、発電実験を実施した。

研究成果の概要(英文)：An implantable power generation system driven by muscle contractions for supplying power to active implantable medical devices (AIMDs), such as pacemakers and neurostimulators, is proposed. In this system, a muscle is intentionally contracted by an electrical stimulation in accordance with the demands of the AIMD for electrical power. In this study, using the gastrocnemius muscle of a toad, the characteristics of muscle contraction by electricity stimulation was surveyed. Furthermore, micro rotary and linear type generators converting the muscle motion to electric power were proposed and tested.

研究分野：精密工学

キーワード：エネルギーハーベスティング 電気刺激 筋肉 マイクロ発電機 回転型 直線型

1. 研究開始当初の背景

ペースメーカ、脳深部刺激装置など体内で電力供給が必要なデバイスの利用が進んでいる。ペースメーカは、電池駆動が主で、数年間に一度の交換手術、電池消耗の不安が、患者の肉体的および精神的な負担となっている。これらの状況に対して、拍動流による血管収縮運動や心臓鼓動による振動を電力変換する体内発電システムの研究が近年数多く行われている。

しかしながら、これらの方法は、0.1mW程度の発電が限界であり、脳深部刺激装置などのペースメーカよりも大きな電力を必要とするデバイスへの適用が困難である。これに対して、筋肉の潜在仕事率が1mW/gであることに着目し、申請者らは、電気刺激により積極的に骨格筋を駆動し、その運動エネルギーから直接発電する手法を提案した。

2. 研究の目的

骨格筋の一部をアクチュエータとし、電気刺激により発生する収縮運動を電力変換するデバイスの実現を目指す。具体的には、生体への侵襲を抑えるため、コンパクトまたは柔軟性を有する電磁発電機を提案、試作し、カエルの筋肉を用いた簡易的な動物実験で有効性を検証する。

筋肉の収縮運動を電力変換する方法としては、通常の発電機と同様、筋肉の収縮運動（直線運動）を回転運動に変換し、ロータに取り付けた磁石列を回転することで電磁誘導を発生する方法（回転型）と、筋肉の収縮運動（直線運動）から直接永久磁石を駆動し、電磁誘導により発電する方法（直進型）が考えられる。本研究では、回転型と直進型2つのアイデアを軸に研究を進める。また、マイクロ発電機の提案・試作と並行し、カエルの筋肉を用いた電気刺激実験を行い、筋肉の基礎特性データを取得し、発電機的设计・試作に活用する。

3. 研究の方法

3. 1 筋収縮特性の調査

提案する体内発電システム用の発電機構を設計するため、電気刺激に対する骨格筋の収縮特性を実験的に明らかにする。少量の筋肉の収縮から効率よく発電を行うためには、収縮張力、収縮距離、収縮周期など、実際の筋肉の出力特性に即した機構とすることが求められる。

そこで実験では、ヒト骨格筋の小部分を想定し、生きたカエルの骨格筋に電気刺激を与えた場合の収縮を測定することとした。測定対象はカエル後脚の腓腹筋とし、これに繋がるアキレス腱のみを体外へ導出して、収縮張力や収縮距離を測定するための装置と接続した（図1）。これにより侵襲を低減でき、カエルを生かしたまま筋収縮出力の取得が可能となる。カエルの筋肉と神経は摘出後も数時間は収縮可能だが、本研究の提案システ

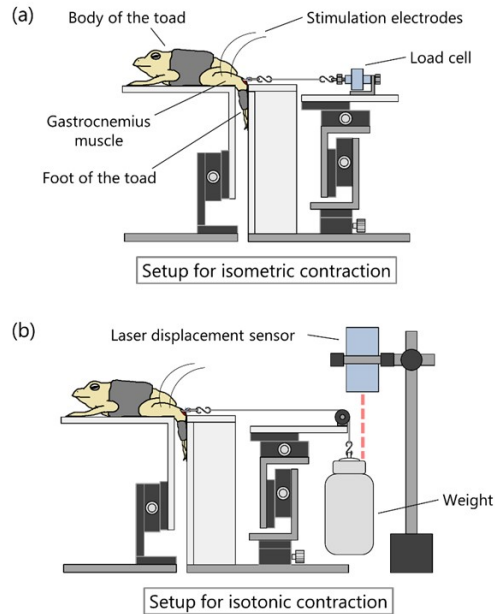


Fig. 1 Experimental setup for measuring muscle contraction characteristics

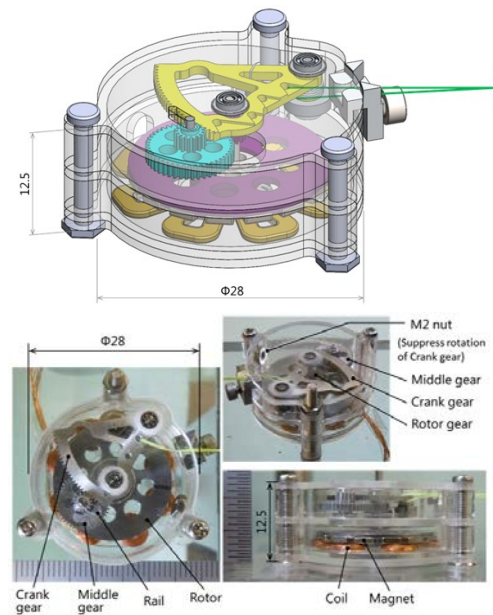


Fig. 2 Prototype of rotary type micro generator

ムは、血流を有する筋肉を利用するものであるため、同様の使用環境を想定して本手法を採用した。

3. 2 回転型発電機の提案と試作

提案する発電機構の原理検証機の概要と試作装置の写真を図2に示す。ねじの高さを含まない筐体のサイズは 32.0×31.7×12.5 mm、筐体円筒部分はφ28 mmである。円筒部の直径に関しては実用化を見据えて設定した。駆動原理は、変速機付き自転車の後輪の駆動に類似している。すなわち、筋肉の直動運動をクランクギヤにより回転運動に変換し、増速ギヤによる変速と一方向トルク伝達機構を介して、ロータを回転させる。

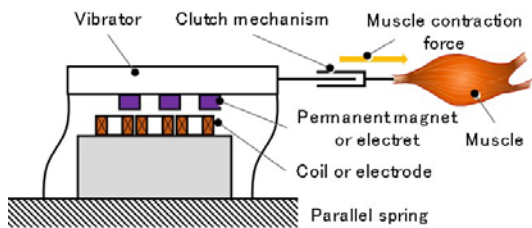


Fig. 3 Concept of liner type micro generator

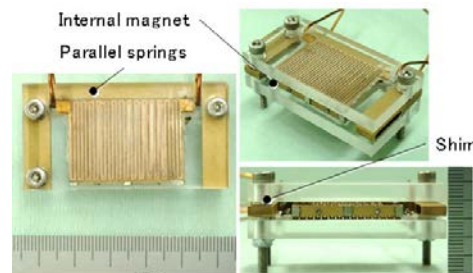
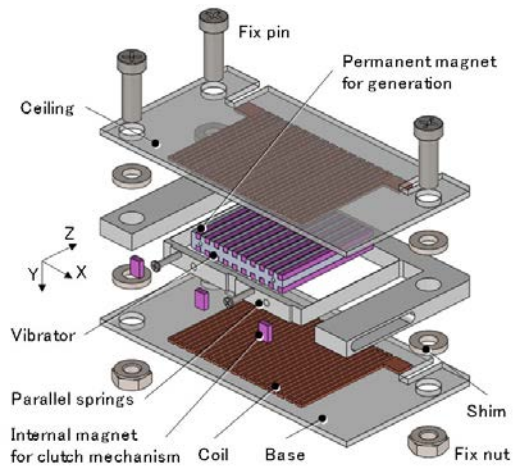


Fig. 4 Prototype of linear type micro generator

本機構では、永久磁石を配置したロータが筋収縮で回転し、ステータに配したコイルに発生する誘導電圧で発電する。機構の薄型化とロータ径大型化のため、永久磁石とコイルを対向する円盤上に配置した、アキシアルギャップ方式を採用した。筋収縮により回転したクランクギヤは、筋弛緩の後、ねじりばねによって初期位置へと戻る。一方向トルク伝達は、増速用の中間ギヤを浮動化し、ロータギヤの回転速度が中間ギヤのそれを上回ると両者の噛み合いが外れる機構とすることで実現した。

限られたサイズ内で高出力化するため、永久磁石ロータ径とコイル外径を最大限にとり、その径内に他の機構を収める設計とした。筐体は別個の床と天井、壁からなる階層構造とし、シャフトやギヤなどの内部部品と分離可能とした。これにより将来的な仕様変更や部品交換が容易となる。

3. 3 直進型発電機の提案と試作

筋収縮からの発電を高出力化するには、筋

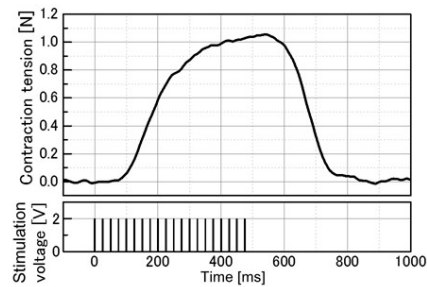


Fig. 5 Stimulation waveform and contraction tension in isometric contraction

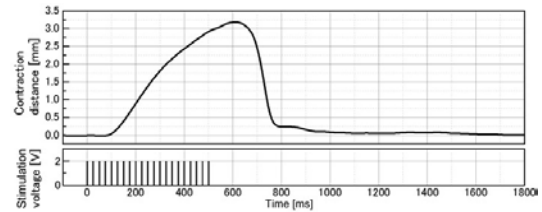


Fig. 6 Stimulation waveform and contraction distance in isotonic contraction

収縮終了後も、機構に蓄えた運動エネルギーから継続して電気エネルギーに変換可能とする必要がある。ただし、従来研究のような一方向トルク伝達機構は、複雑かつ摺動部を有するため高耐久化には適さない。そこで、筋収縮エネルギーを振動子の運動エネルギーに変換し、それを電気エネルギーとして発電する、振動式発電機構を提案する。

筋収縮特性を考慮すると、提案する機構は筋肉の大変位入力を許容することが望ましい。また、高出力化のためには、振動子の移動速度が筋収縮速度と比較して高速であることが望まれる。さらに、高耐久性を有す発電機構であるためには、振動子の変位に伴う転がり摩擦や摺動摩擦を極力排除することが好ましい。簡素な機構でありながら、それら全ての仕様を同時に満たす機構として、平行ばね機構を採用する。

図3に、提案機構の概念図を示す。筋収縮エネルギーを一旦、平行ばねの弾性エネルギーとして蓄える。その後、筋肉と平行ばねの接続をクラッチ機構にて解放することで、振動子を駆動し、発電する。平行ばね機構を準静的に強制変位した後、解放すると、自由振動する。自由振動の間、ステータに配置したコイルに誘導電圧が生じ、力学的エネルギーを電気エネルギーに変換する。また、実際の使用の際は外磁石の左右両面に骨格筋を接着し、両筋肉を交互に電気刺激することで、外磁石の正及び負方向への変位が可能となる。図4に実際の試作機構の概要と試作装置の写真を示す。

4. 研究成果

4. 1 筋収縮特性の評価結果

等尺性収縮において、筋に与えた電圧波形と、そのとき筋が長さを変えずに発生した収

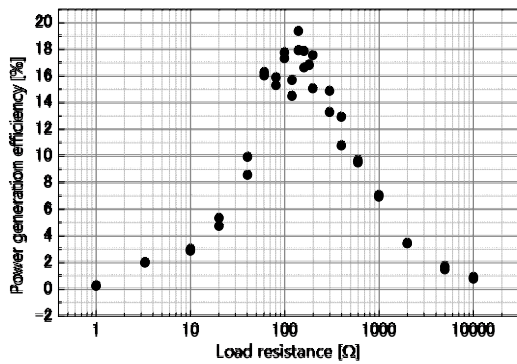


Fig. 7 Power generation efficiency of prototype with variety of load resistances

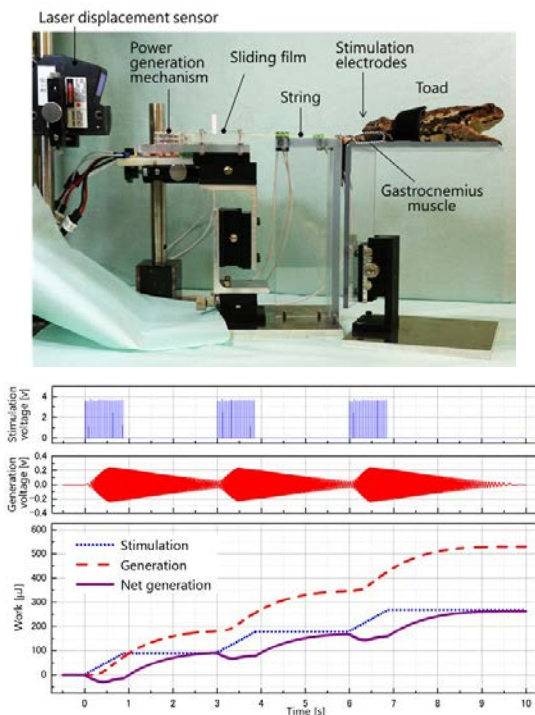


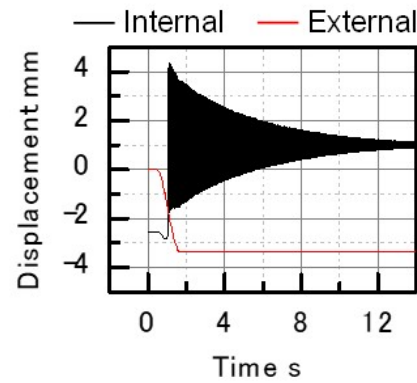
Fig. 8 Input and output voltage and power (stimulation parameter: 40 Hz, 0.9 s, 3.6 V)

縮張力の時間的変化を図5に示す。なお結果には、ロードセル信号に含まれるノイズ成分除去のため、カットオフ周波数 100 Hz のローパスフィルタを適用している。

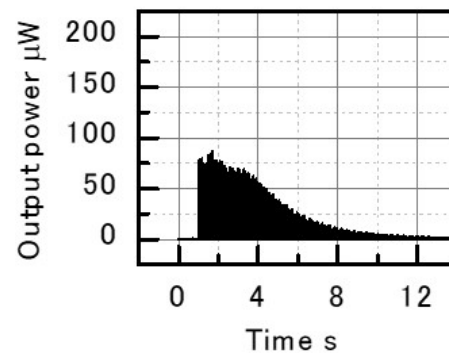
収縮張力は刺激開始から 80 ms ほど遅れて立ち上がり、550 ms 近傍で最大値 1.1 N を記録した。張力増加の推移は、一次遅れ系のステップ応答としてモデル化可能な曲線を描いた。その後筋の弛緩に伴い張力は減衰したが、750 ms 付近から張力をわずかに残しながら滞り、850 ms 後に完全に消失した。張力減少の推移に関しては一次遅れ系ではモデル化できなかった。

等張性収縮は、筋肉が一定の張力を保ちながら短縮し変位を発生するものである。0.37 N 荷重において、振幅 2.0 V のとき筋に与えた電圧波形と、それによる筋収縮距離の時間的変化を図6に示す。なお結果には、カットオフ周波数 100 Hz のローパスフィルタを適

用



(a) Input and output displacements



(b) Output power

Fig. 9 Power generation using enamel coil with a gap of 2.5mm

している。

収縮距離は刺激開始後 90 ms 付近から現れ、620 ms 後に最大の 3.2 mm となった。収縮距離の増加もまた、一次遅れ系としてモデル化可能な推移を示した。その後、筋は荷重により速やかに引き伸ばされたが、790 ms 付近、収縮距離 0.25 mm からは伸展が非常に緩やかとなり、収縮距離が初期値に戻ったのは刺激開始の 1,720 ms 後であった。伸展時に関しては、一次遅れ系とは異なる応答となった。

4. 2 回転型発電機の評価結果

入力エネルギーは直線運動の力と変位の積から求まり、これはクランクギヤに接続した糸に加わる張力と、その移動速度でから計算できる。横軸を負荷抵抗値、縦軸を発電効率としたグラフを図7に示す。発電効率は負荷抵抗値により変化し、特に負荷抵抗値 61 Ω から 398 Ω の範囲で発電効率は 10% を超え、140 Ω のときに最大値 19.4% となった。なおコイル自身の内部抵抗は 17 Ω であった。

刺激パラメータと負荷抵抗値を変化させながら行った測定の中で、比較的高い電力が得られたのは、繰返し周波数 40 Hz、継続時間 0.9 s、振幅 3.6 V の電気刺激を与え、負荷抵抗を 198 Ω としたときであった。

このときの実験の様子と刺激電圧波形、発電電圧波形および両者の積算電力量を図8に

示す。発電開始初期は、刺激による電力消費が発電量に先行するが、最終的には筋収縮による発電量がそれを上回った。3回の筋収縮による発電機構の駆動で、積算の刺激電力量は268 μ J、発電電力量は531 μ Jとなり、正味発電量は263 μ Jとなった。これは、提案システム成立の最低条件を満たしている。

4. 3 直進型発電機の評価結果

エナメルコイルにおいて最適な抵抗 200 m Ω を用い、筋収縮を模擬した変位を外磁石に与えた場合の発電量測定結果を図9に示す。外磁石内磁石間ギャップを2.5 mmとした場合の測定において発電量は20.9 μ Wとなり、その際の効率は24.7%であった。

<引用文献>

1) K. J. Gustafson, et al., *Annals of Biomed. Eng.*, Vol. 34, pp. 790-798, 2006

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計2件)

- 1) 富岡 洸太, 土方 亘, 進士 忠彦, 骨格筋収縮を用いた体内エネルギーハーベスティング用発電機構の基礎検討, 日本AEM学会誌, 査読あり, Vol. 24, No. 3, pp. 131-136, 2016.
<https://doi.org/10.14243/jsaem.24.131>
- 2) Genta Sahara, Wataru Hijikata, Kouta Tomioka, Tadahiko Shinshi, Implantable power generation system utilizing muscle contractions excited by electrical stimulation, *Proc. IMechE Part H: J Engineering in Medicine*, 査読あり, Vol. 230, No. 6, pp. 569-578, 2016.
<http://dx.doi.org/10.1177/0954411916638889>

[学会発表] (計5件)

- 1) 土方 亘, 進士 忠彦, 三林 浩二, 永井 亜希子, 堀内 尚紘, 筋収縮制御を利用した体内発電システムの研究, 平成29年度生体医歯工学共同研究拠点成果報告会論文集, p. 84, 2018.
- 2) Takumi Mochida, Wataru Hijikata, Tadahiko Shinshi, Evaluation of a frictionless vibration generator for an in-vivo energy harvester, Abstract of The 2nd International Symposium on Biomedical Engineering, pp. 268-269, 2017.
- 3) 土方 亘, 進士 忠彦, 三林 浩二, 永井 亜希子, 堀内 尚紘, 電気刺激による筋収縮を駆動源とする体内エネルギーハ

ーベスティング, 平成28年度生体医歯工学共同研究拠点成果報告会論文集, No. 1-18, p. 46, 2017.

- 4) Wataru Hijikata, Tadahiko Shinshi, Development of an implantable power generation mechanism driven by electrically-stimulated muscle contraction, Abstract of International Symposium on Biomedical Engineering, No. 2-26, pp. 172-173, 2016.
- 5) 富岡洸太, 吉田博貴, 土方 亘, 進士 忠彦, 電気刺激による筋収縮を駆動源とした体内発電機構の研究, 2016, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, Page 1A1-02a6, 2016.

○出願状況 (計1件)

名称: 体内発電システム

発明者: 土方 亘, 佐原玄太, 進士 忠彦

権利者: 東京工業大学

種類: 特許出願

番号: 2016-545504.

出願年月日: 2016/03/03

国内外の別: 国内

[その他]

ホームページ等

<http://www.nano.pi.titech.ac.jp/>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

進士 忠彦 (SHINSHI, Tadahiko)

東京工業大学・科学技術創成研究院・教授
研究者番号: 60272720

(2) 研究分担者

土方 亘 (HIJIKATA, Wataru)

東京工業大学・工学院・准教授
研究者番号: 30618947