

充電式心臓ペースメーカを想定した充電状況推定方法の評価

佐藤拓, 酒井紀元*, 松木英敏**

(仙台高専 電気システム工学科, *東北大学大学院工学研究科, **東北大学大学院医工学研究科)

System to estimate the rechargeable battery condition for rechargeable cardiac pacemaker

Taku Sato, Norimoto Sakai*, Hidetoshi Matsuki**

(Sendai National College of Technology, *Graduate School of Engineering, Tohoku Univ., **Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku Univ.)

はじめに

徐脈性不整脈の治療として絶大な治療効果をもたらす臓ペースメーカは体内植込機器として有名であるが、一時電池の電池消耗の度に外科手術により本体ごと取り替える必要がある。患者にとってはいつでも充電できて、ペースメーカの電池残量(充電状態)を把握できることが望ましい。そこで我々は非接触給電技術を採用した電池交換不要のペースメーカを開発している^[1]。本稿では非接触充電時の二次側インピーダンスが充電状況に対応して変化することに注目し、その変化を体外側パラメータから計測する方法を提案し、そのシステムを評価したので報告する。

実験方法

Fig.1 に実験回路を示す。ファンクションジェネレータとアンプにより 10 [kHz] の正弦波電圧をコイルに印加し、パワーメータにより各パラメータを得る。

チタン(金属) ケースの有無において、二次側インピーダンス(充電状況)を非接触充電中の一次側パラメータから下式を用いて推定を行った。

$$R_L = \frac{\omega^2 M^2}{(Z_1 \cos \theta - R_1)} - R_2 \quad (1)$$

結果および検討

Fig.2 にチタンケースの有無での実験条件における二次側インピーダンスの推定結果を示す。

チタンケース無しときは充電前半から後半にかけて正確な推定が可能であった。一方、チタンケース有りのときは充電が進むにつれて実際よりも低く推定されることが確認された。伝送コイル間にチタンケース(金属)が介在するとそれに渦電流損が発生して損失となり伝送効率が低下し、同じ受電電力を得るには送電電力が増加することになり、(1)式ではそれを考慮していない。そのためにFig.2 の様な推定の誤差が生じたものと考えられる。

そこで測定データを解析した結果、チタンケース有りのときの送電電力の増加分(金属の渦電流損)が一次電流の二乗に比例する傾向が確認された。その比例定数を等価的なチタンロス抵抗 R_T としてインピーダンス推定式に取り入れることで新たなインピーダンス推定式(補正式)を提案した。

Fig.3 に金属を考慮した新たなインピーダンス推定式による二次側インピーダンスの推定結果を示す。チタンケースが有るときでも充電前半から後半にかけて正確な推定を実現することが出来た。

まとめ

充電状況を一次側パラメータから推定する方法を金属ケースが有る場合についても検討し、従来の推定式

に金属の渦電流損をあらわすチタンロス抵抗 R_T を組み込む事で、金属がある場合においても充電状況の正確な推定を実現することが出来た。

謝辞 本研究はJSPS 科研費 26350687 の助成を受けたものである。

参考文献

[1] T. Sato, F. Sato, H. Matsuki, T. Sato, J. Magn. Soc. Jpn., Vol.32, No.1, pp29-35, 2008

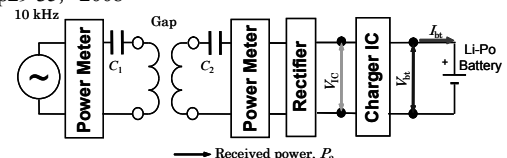


Fig.1 Experiment circuit.

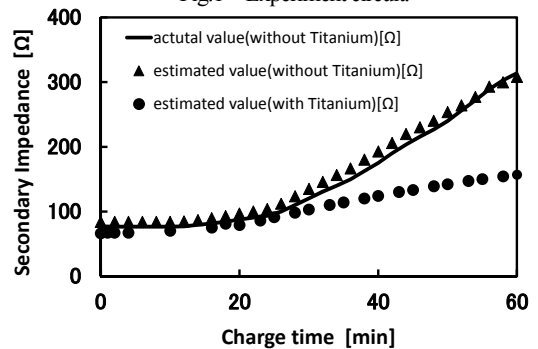


Fig.2 Estimated result of the secondary impedance.

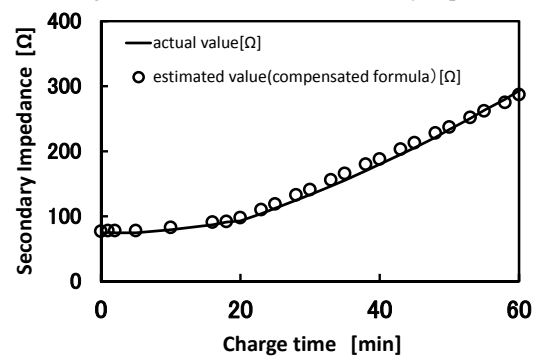


Fig.3 Estimated result of the secondary impedance with titanium.

血管内治療を目指した磁気アクチュエータとその励磁方法

柴田優花、高橋雅人、山田 努、竹村泰司
(横浜国立大学)

Magnetic actuator and excitation system for intravascular treatment

Y. Shibata, M. Takahashi, T. Yamada, Y. Takemura
(Yokohama National University)

はじめに

磁性体を用いたアクチュエータによる低侵襲な医療が注目されている^[1]。近年では磁気アクチュエータに磁界を印加することでトルクや推進力を与え、動脈硬化の病変を削る治療が想定されている^[2]。本研究では、従来とは異なる手法により、磁場勾配によって磁石に推進力を与えることを利用した磁気アクチュエータの実現を目指している^[3]。そこで、複数のコイルを集積させた励磁システムを考案し、磁場合成を用いた位置制御が可能であることを示した。また、血管内を想定した水流実験や、アレー状のコイルが作る合成磁場の検討により、現実的な励磁条件下で、アクチュエータの駆動が可能であることを示した。

実験方法

励磁システムの構成は Fig.1 に示した通りである。x, z 軸には直径 60 mm の励磁コイルを複数並べ、y 軸方向には直径 300 mm の大型コイルを 1 対配置している。径方向に着磁された直径 2.5 mm、長さ 10 mm の円柱状磁石を磁界が直交するように設置して、コイルから磁場を印加することで駆動させた。また、x または z 軸方向に配置した隣接するコイル対において 1 対ごとに流す電流の比率を変えて磁場勾配が 0 になる地点を変えていった。また、アレー化した複数のコイル対で同様に移動制御の実験を行い、より効率が良い励磁方法を検討した。また、水流実験を行うことで磁石の抗力を算出し、血流中での駆動に必要な磁場勾配の値を求めた。

実験結果

Fig.2 より、隣接するコイルに流す電流の比率を変えることで、アクチュエータの停止位置の制御が可能であることを示した。また水流実験によって、血流中での駆動に必要な磁場勾配が 9.1 kA/m² であることを算出した。対向するコイルアレーの磁界を合成させたとき、電流を 2 A ずつ流すと最大磁場勾配が 10 kA/m² であり、血流中での駆動に必要な磁場勾配の値を上回った。これは 2 対のコイルのときと比較しても、より低い電力で駆動に十分な磁場勾配が得られることを確認した。

参考文献

- [1] S. H. Kim et al., Artificial Organs, Vol. 37, issue 10, pp.920-926, 2013.
[2] C. Yu et al., Sensors and Actuators A: Physical, Vol.161, issue 1-2, pp.297-304, 2010.
[3] 高橋雅人 他, 第 38 回日本磁気学会学術講演会, 4aF-3, 横浜, 2014 年 9 月.

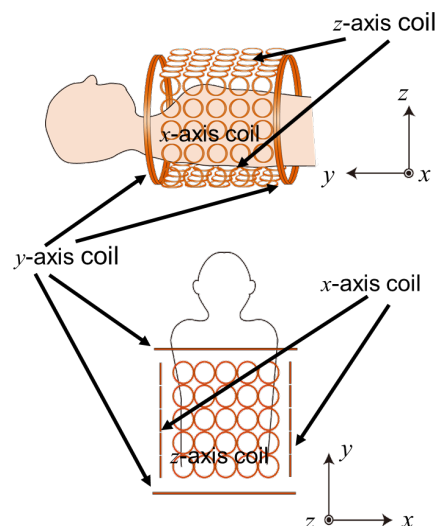


Fig. 1 Excitation system

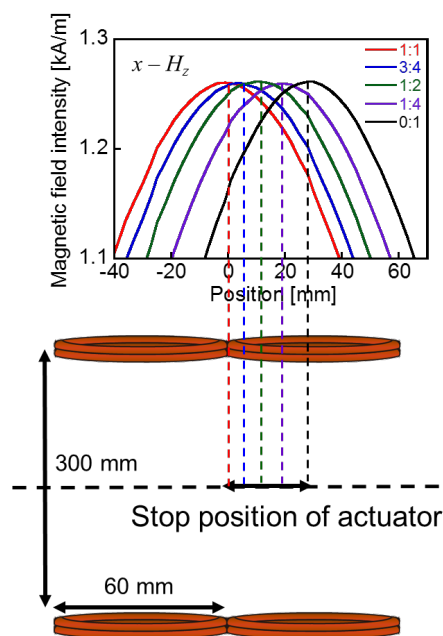


Fig. 2 Current ratio and stop position of actuator

低磁場で屈曲する磁気屈曲ガイドワイヤの構造の考案

後藤渉、栢修一郎、石山和志 (東北大学 電気通信研究所)

An invention of the magnetically-bended guidewire by a low magnetic field

W. Goto, S. Hashi, K. Ishiyama (RIEC Tohoku Univ.)

はじめに

カテーテル等の医療器具に先行して挿入されるガイドワイヤの操作には高度な技術が要求され、医師の熟練度により施術時間や成功率が異なるという問題がある。この問題を解決するために、ガイドワイヤ先端を磁気的に屈曲させる方法が検討されている。我々は磁気トルクにより屈曲させる方法を検討してきたが^[1]、取り付け磁石をガイドワイヤの径(約0.5~0.8mm)程に小型化すると、90°以上の屈曲に300~700kA/m程の大きな磁界が必要と推測された。そこで、より低磁場で大きな屈曲を達成するために、新たにガイドワイヤ先端の構造を考案し実験を行ったので報告する。

実験方法

Fig.1に示すように、(a)既存のガイドワイヤ先端軟性部にネオジウム磁石を取り付けた場合、(b)球型ネオジウム磁石を鎖状に接続した構造の場合の2パターンに対して印加磁界に対する屈曲角度の変化を測定した。先端のネオジウム磁石は(a)、(b)ともに同じサイズとし、屈曲させる長さとはともに10mmとした。また、先端の磁石に発生する磁気トルクを最大とするため、磁界を先端の磁石と直交する方向に印加した。

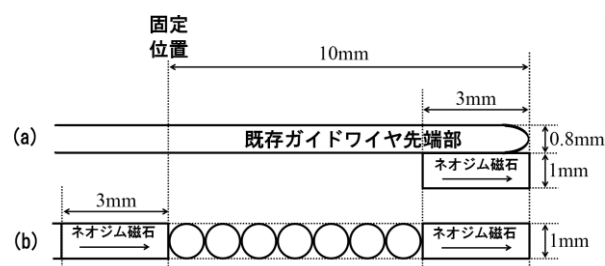


Fig. 1 The Structures of guidewire tips, (a) existing guidewire with a cylindrical magnet, (b) a structure of chained spherical magnets

実験結果

測定したパターン(a)及び(b)における印加磁界と屈曲角度の関係を Fig. 2 (a), (b)にそれぞれ示す。Fig. 2より、(b)の構造で(a)よりも極めて低磁界で同程度の屈曲角度を達成できていることがわかる。また、Fig. 3に屈曲時の1例の写真を示す。(a)では180kA/mで83°の屈曲であるが、(b)では1.2kA/mでも93°の屈曲をしている。また、磁界を取り除くと、(b)の構造でも(a)と同様元の方向に戻ることが確認できた。今回、球型磁石を用いた新しい構造を考案し、磁石の体積が増加したことで、屈曲に必要な磁界の低減を実現し、球型磁石を用いることで、Fig. 3(b)に示すようななだらかな弧を描く屈曲を達成できた。今後はこの構造の力学的モデル化、及び既存のガイドワイヤが有していた機能を保持しているか等検討の必要がある。

参考文献

[1] 平木, 栢, 石山: 平成25年電気学会全国大会講演論文集, 2号, pp.199 (2013).

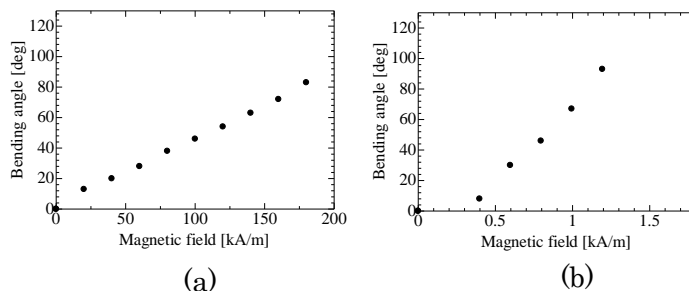


Fig. 2 The Relation between magnetic field and bending angles, (a) existing guidewire with a cylindrical magnet, (b) a structure of chained spherical magnets

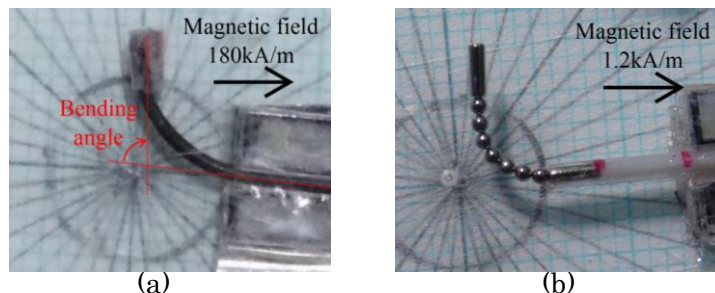


Fig. 3 The Photographs of bended guidewires, (a) existing guidewire with a cylindrical magnet, (b) a structure of chained spherical magnets

交流磁界は発芽に影響を及ぼすか

林 周、*平田 恵啓、**内貴 猛、**八田 貴
(株式会社フォレストック、*北海学園大学、**岡山理科大学)

Alternative magnetic fields might affect germination

A. Hayashi, Y. Hirata, T. Naiki and T. Hatta

(Forestec Co., Ltd., Hokkai-Gakuen Univ. and Okayama University of Science.)

はじめに

地球上の動植物は常に地磁気に晒されているため、50 μT 程度の直流磁界は生物にまったく影響を及ぼさないと考えられている。一方、超電導コイルが生成する高磁界下ではモーゼ効果により水面の移動が起こることが知られており、直流高磁界は生態系に何らかの影響を与えることは推測できる。他方、交流磁界が及ぼす生体影響については様々な研究¹⁾が行われているが、統一的な見解は得られていない。

そこで我々は、地磁気程度の振幅の交流磁界が種子の発芽に及ぼす影響を調べた。

実験方法

試料には小麦(農林61号)の種子を用いた。照射する光の条件を一定とし、かつ温度を0.1度の精度でコントロールするため、実験は小型インキュベータ内で行った。寒天培地を入れたシャーレ内に小麦種子を置き、湿度100%を保つために本体と蓋を密閉封入した。磁界はソレノイドコイルと電流制御回路を用い、振幅が5 μT 、周波数が10 kHzの矩形交流磁界を発生させた。磁界の印可方向をそろえるため、シャーレはソレノイドコイルの中心に配置した。照射光の光源に赤色LEDを用い、同一の光量となるように定電流で駆動した。発芽の様子はインキュベータ内に設置したWebカメラを用い1時間間隔で撮影し、得られた画像から発芽に要する時間を求めた。一回あたり30個の小麦の発芽観測を4回行った。再現性を高めるため、岡山理科大学に加えて北海学園大学でも簡易設備での実験を行った。

結果・考察

Fig. 1に発芽率を示す。磁界の有無によらず発芽は実験開始から5時間以降で確認でき、26時間で発芽率がほぼ100%になった。磁界を印可しない場合21時間で発芽率が51.3%になるのに対して、磁界印可時発芽率は41.6%、22時間では68.3%に対して55.8%の発芽率となった。これらより、1時間程度ではあるが交流磁界の印可により、小麦の発芽が抑制されることが確認できた。

今回用いた5 μT を超えるより大きな磁界の印可で、さらなる発芽抑制も期待されるが、試作システムではソレノイドコイルの発熱が大きくなるため、温度上昇を伴わない磁界印可方法の検討が必要となる。

今後は小麦以外の様々な植物の磁界影響を調べる一方、遺伝子レベルでも影響があるのかを、シロイロナズナを用いて実験する予定である。

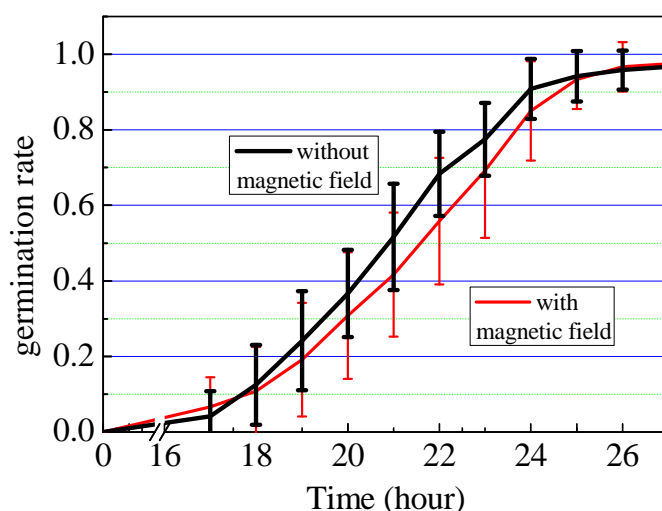


Fig. 1 Effects of the magnetic field for germination rates. (N = 120)

参考文献

- 1) A. Yano, Y. Ohashi, T. Hirasaki, and K. Fujiwara: *Bioelectromagnetics*, **25**,572 (2004)

肺がん細胞へのドキソルビシン作用に対する交流磁界曝露影響

松居大輔, 牛丸透, 萩原章希, 柿川真紀子
(金沢大学)

Effect of ELF magnetic fields on anticancer drug Doxorubicin potency to human lung cancer cells
Daisuke Matsui, Toru Ushimaru, Shoki Hagihara, Makiko Kakikawa
(Kanazawa University)

はじめに

がんの治療法として化学療法が用いられているが、抗がん剤はがん細胞の増殖を抑制する働きがあるが正常細胞にも作用するために副作用が生じてしまう。先行研究における大腸菌の実験系では交流磁界曝露により薬剤作用が増強し、薬剤の違いにより増強度が異なることを確認している。今回は、ヒト細胞株 A549 において抗がん剤シスプラチンの作用が交流磁界曝露(50 mT, 60 Hz, 24 h)により 1.1 倍(生存率は非曝露群の 50%減)に増強したことから、種類の異なる薬剤であるドキソルビシンの作用に対する交流磁界影響などを測定した結果を報告する。

磁界発生装置および薬剤作用への磁界影響の評価方法

今回、実験対象としてヒト肺がん細胞株 A549 を使用した。この細胞は接着培養系細胞でありディッシュに接着しながら増殖していく。その増殖速度は $\times 2/\text{day}$ である。使用した交流磁界発生装置は実験領域(縦 90 mm \times 横 90 mm \times 高さ 40 mm)において、周波数 60 Hz, 磁束密度 50 mT \pm 10%, 温度 36.5 $^{\circ}\text{C}$ である。上記の交流磁界発生装置を CO₂ インキュベータ内に設置し用いた。

抗がん剤ドキソルビシンは、シスプラチンと作用機序が異なること、また肺がんの治療で多く用いられている抗がん剤であることから A549 細胞に適するため選択した。

本研究では交流磁界影響の評価方法としてコロニーアッセイ法を用いた。コロニーとは、ディッシュに接着した単一細胞が増殖を繰り返し、肉眼で確認できるほどのサイズとなった 1 つの細胞集団のことである。コロニーアッセイでは、細胞の増殖能により薬剤作用をコロニー数で評価を行うことが出来る。同数の細胞を 2 枚のディッシュに撒き A549 が増殖期において同量のドキソルビシンを添加し、一方は磁界曝露し他方は磁界曝露せずに 24 時間反応させたのち抗がん剤を取り除いた。その後培地を入れ替えコロニーアッセイ法により評価した。

実験結果および考察

抗がん剤ドキソルビシンを添加し、磁界非曝露を 1 としたときの曝露の細胞生存率の相対比のグラフを Fig.1 に示す。Fig.1 より、抗がん剤ドキソルビシンを用いた場合、磁界曝露群において非曝露群と比べて細胞生存率の減少がみられることから磁界曝露によりドキソルビシンの作用が増強したことが確認できた。また、同様の実験をシスプラチンで行った先行研究の結果を Fig.2 に示す。Fig.2 より、シスプラチンを用いた先行研究との比較によりその増強度はシスプラチンでの同様の実験よりも小さいものであることがわかる。今回、ヒト肺がん細胞において抗がん剤の種類の違いにより交流磁界への影響が異なることが確認できた。今後、さらに他の薬剤の作用に対して交流磁界曝露したときの影響について評価していく。

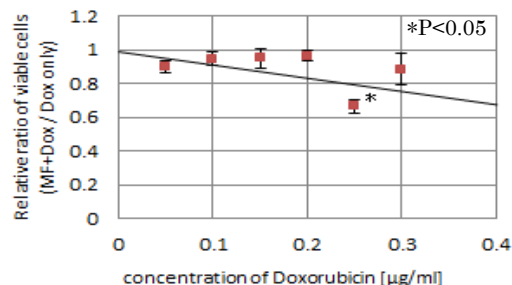


Fig.1 Effect of ELF magnetic fields on Doxorubicin potency

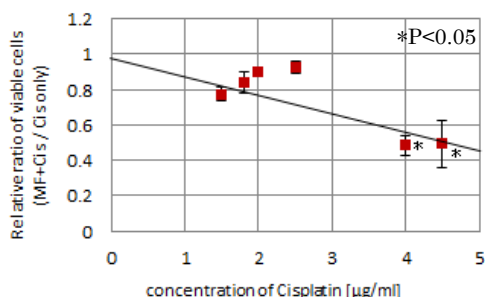


Fig.2 Effect of ELF magnetic fields on Cisplatin potency

直接給電法の適用を目指した大脳皮質刺激に関する基礎的検討

倉田 絵莉¹, 佐藤 文博^{1,2}, 宮原 敏¹, 松木 英敏¹,
鈴木 迪諒³, Griffin St. Clair³, 西村 幸男³
(¹東北大, ²東北学院大, ³生理学研究所)

Experiment of the Cerebral Cortex Stimulation for Direct Feeding Method

E. Kurata, F. Sato, S. Miyahara, H. Matsuki, M. Suzuki, G. St. Clair, Y. Nishimura
(¹Tohoku Univ., ²Tohoku Gakuin Univ., ³National Institute for Physiological Sciences)

はじめに

電気刺激療法に用いる刺激電極として、我々は直接給電法による完全埋込電極を提案している¹⁾。本方式では被刺激対象近傍に小型の刺激素子を埋め込み、体外装置から発生させた近傍電磁界により非接触で体内へ給電・通信を行い電気刺激する。これまでの検討では本システムの機能的電気刺激への適用を目指し、体内素子が出力する刺激パルスによりマカクサルの上肢の筋で刺激実験を行い、運動機能再建に成功している。

様々な電気刺激療法の中でも、大脳皮質運動野刺激療法は上肢の麻痺症状と疼痛の改善に効果があると知られている。そこで今回は大脳皮質に対する直接給電システムの適用を目指して、マカクサルの大脳皮質運動野に対する刺激実験を行ったのでその結果について報告する。

実験構成と結果

マカクサル二頭 (5.4 kg, 6.5 kg) の運動野、計 12ヶ所に電気刺激を行い、運動機能再建が可能か確認する実験を行った。本実験は大脳皮質に対して電気刺激が可能か確認することが目的のため刺激素子は埋め込まず、脳に慢性的に埋め込まれた電極から体外に延ばされたコネクタに体内制御回路の出力端子を接続し刺激を行った。刺激パルスは 20 発でパルス幅は 0.5 ms とした。刺激電圧は、刺激を行う前に測定した生体抵抗の値をもとに決定した。本システムでは刺激電圧を 0 V ~ 30 V まで制御することが可能である。

計 12ヶ所刺激したうち 10ヶ所で運動を確認した。平均刺激電流は 1.1 mA で最大 1.3 mA, 最小 0.70 mA だった。他 2ヶ所では 2 mA 入力しても運動が確認されなかったため刺激を終了した。このうち一頭の刺激箇所と誘発された運動を Fig. 1 に示す。Fig. 2(a) は実験の様子であり、大脳皮質運動野への直接給電法による電気刺激により、掌を握る動作を誘発できた。Fig. 2(b) はこのときの深指屈筋の筋電図を示し、大脳運動野への電気刺激により筋活動があることが分かる。このとき刺激電圧は 4.5 V であった。本実験より直接給電法による電気刺激で運動機能再建可能であることを確認した。以上より直接給電システムは大脳皮質運動野刺激療法に適用可能であると考えられる。

参考文献

- 1) K. Kato *et al.*, "Bidirectional communication system for magnetic direct feeding FES," IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 47, No.10, October, 2011

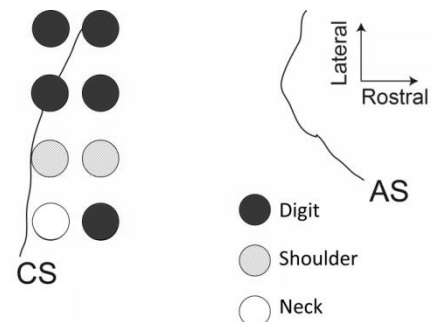
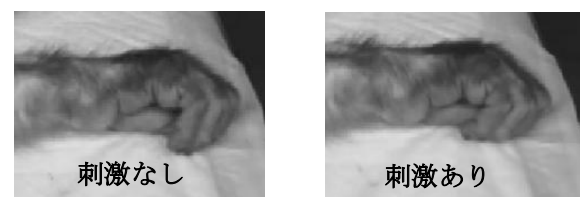
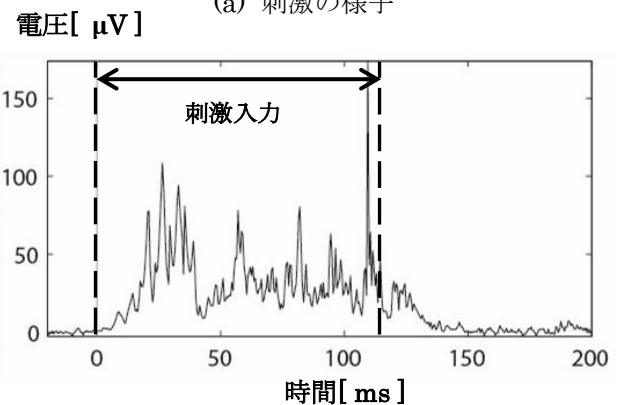


Fig. 1 刺激箇所と誘発運動



(a) 刺激の様子



(b) 筋電図 (深指屈筋)

Fig. 2 刺激結果