腕の頻回磁気刺激による肘関節の屈曲

Bending an Elbow Joint by Repetitive Magnetic Stimulation of an Arm

鎗田 勝・上野照剛*

日本光電工業株式会社, 東京都新宿区西落合 1-31-4 (〒161)

*東京大学医学部医用電子研究施設, 東京都文京区本郷 7-3-1 (〒113)

M. Yarita and S. Ueno*

Nihon Kohden Corp., 1-31-4 Nishiouchiai, Shinjuku-ku, Tokyo 161

*Institute of Medical Electronics, Faculty of Medicine, University of Tokyo,
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113

A repetitive magnetic stimulator that functions at frequencies of up to 60 Hz was developed. The muscles of biceps brachii were stimulated non-invasively and painlessly, which was difficult to achieve by means of electrical stimulation. Subjects underwent 3-50 Hz, 0.08-0.16 T stimulation from a free air cooling donut coil, and the resulting elbow joint bending angle was then measured. The average rate of increase in the bending angle was 3°/Hz for 3-12 Hz, at intensities of 0.12 and 0.16 T. A plateau in the bending angle was observed for 12-15 Hz. The bending angle began to decrease when stimulated at frequencies of 30-40 Hz. The maximum bending angle was 110°. We found that the elbow joint bending angle can be varied by changing the stimulation intensity and its frequency. The results suggest that repetitive magnetic stimulators may be useful in the area of rehabilitation, orthopedics, pulmonary, and urology.

Key words: repetitive magnetic stimulator, stimulation up to 60 Hz, elbow joint bending angle, 200 μ S bi-phasic

1. はじめに

1985年 Baker らが実用的な磁気刺激を発表して以来, 単発磁気刺激が脳, 神経や筋の刺激など多方面に用いられてきた。しかし, 近年, 脳の高次活動やてんかんの研究に, 頻回磁気刺激を用いた報告がなされている^{1), 2)}。頻回磁気刺激は, 単発磁気刺激と異なり, 刺激の加重が可能である。したがって, 単発磁気刺激や電気刺激では不可能であった神経や筋の連続刺激が, 頻回磁気刺激を使用することにより無侵襲, 無痛で可能となるはずである。

これまで開発された頻回磁気刺激システムは, 電源が大型であることや, 刺激コイルに油冷や水冷の冷却装置を必要とする問題があり, 臨床で実用できる装置ではなかった。そこで, 我々は, 臨床で使用可能な頻回磁気刺激システムを開発した。このシステムは, 刺激効率を増すことで自然空冷刺激コイルを使用可能とした。そのため, 刺激コイルのインダクタンスを小さく設計し, 刺激コイルに流れる電流の di/dt を高め, 生体内に誘起する渦電流密度を増した。さらに, 磁気エネルギー環流方式と高速充電方式を開発し, 刺激繰り返し周波数 (以下, 刺激

周波数) を 60 Hz まで上昇可能とした。開発した頻回磁気刺激システムを使用し, 平均直径 100 mm の円形刺激コイルでヒトの上腕二頭筋上に連続刺激を与え, 肘関節を屈曲させることが可能であるか検討した。また, 刺激強度や刺激周波数を変えることで, 屈曲角を変化させることが可能であるか検討した。その結果, 肘関節を 100°以上屈曲させることができた。屈曲角は, 刺激強度か刺激周波数を変えることで変化させることができた。

従来, 電気刺激がこの目的に使用されているが, 頻回磁気刺激によれば, 無侵襲, 無痛で肘関節を屈曲させることが可能であり, その有用性を認めたので, ここに報告する。なお, 頻回磁気刺激は無侵襲および無痛刺激が可能であるため, 脳の刺激のみならず, リハビリテーション領域, 整形領域, 横隔膜刺激などによる呼吸補助を含む呼吸器領域, 括約筋刺激などを含む泌尿器領域で, 刺激, 訓練, 治療などに幅広い応用が考えられる。

2. 頻回磁気刺激システム

Fig. 1 に開発した頻回磁気刺激システムのブロックダイアグラムを示す。この頻回磁気刺激システムは, 1) 高速充電回路, 2) 磁気エネルギー環流回路, 3) キャパシタバンク, 4) サイリ

Fig. 1 Block diagram of the repetitive magnetic stimulator. $C = 150 \mu\text{F}$, stimulation coil $L = 5.5 \mu\text{H}$, including 2 m of coaxial power-supply cable. $V_{c_{\text{max}}} = 1800 \text{ V}$.

スタ制御回路と、5) 自然空冷による刺激コイルで構成した。

2.1 高速充電方式

キャパシタバンクの充電方式は L - C - R 直列充放電方式である。刺激周波数の上限、刺激強度および電源効率を増すため、刺激コイルを流れる電流が減衰振動（アンダダンプ）となるように L , C , R 値を決定した。この減衰振動は強制的に1周期で終了させた。したがって、刺激コイルに流れる電流は、Fig. 2 に示すように双方向 (bi-phasic) で、パルス幅が約 $200\ \mu\text{s}$ である。高速充電回路は充電回路と放電回路の組み合わせで構成した。キャパシタバンクの充電は、充電設定電圧に応じ、電源一次側に配置したトライアックの接続時間を制御して行った。高速充電回路は、充電時間の短縮をするため、キャパシタバンクの充電設定電圧に対し、10%高い電圧を目指して充電を行い、充電電圧が目標値の5%増しに達した時点で充電を終了する。過度に充電した電圧は、高速放電して最終充電電圧に設定する。充電および放電は商用電源周波数の半周期内で行う。半周期の70%期間を充電に、残り30%期間を放電に使用する。したがって、60 Hz 地域では最大8 ms 以内、50 Hz 地域では最大10 ms 以内でキャパシタバンクの充電が完了する。

2.2 磁気エネルギー環流方式

頻回磁気刺激システムは、電源の小型化と発熱を抑えるため電源効率を増す対策が必須である。開発した頻回磁気システムは、刺激コイルに蓄積した磁気エネルギー ($=L \cdot i_{\text{max}}^2/2$) を放電終了直後からキャパシタバンクに環流させる方式を採用した。Fig. 2 に示す電流波形の振幅より、刺激コイルからキャパシタバンクに環流するエネルギーは約65%である。磁気エネルギー環流方式により高速充電を可能とし、電源の効率を増した。

2.3 キャパシタバンク

キャパシタバンクの容量は $150\ \mu\text{F}$ である。磁気エネルギー環流方式を用いたので、キャパシタは無極性フィルムキャパシタを使用した。キャパシタバンクの最大充電電圧は1800 Vで、蓄積エネルギーは243 Jである。頻回磁気刺激は充放電回数が多いため、キャパシタの絶縁疲労が問題である。安全を考慮しキャパシタバンク外装の温度を監視し、キャパシタバンクに異常な温度上昇があれば充放電を自動停止する構造とした。

2.4 刺激コイル

肘関節の屈筋である上腕二頭筋と、その支配神経である筋皮神経を有効に刺激するため、上腕の直径より大きい平均直径100 mmの円形刺激コイルを設計した。Fig. 3B に上腕二頭筋の断面とその支配神経である筋皮神経の位置、および刺激コイルの位置関係を示す。図中の半円 (coil radius area) は、円形刺激コイルの磁束密度が刺激コイル中心の最大磁束密度 B_0 の $1/\sqrt{2}$ に減衰する領域を示す。この領域外で磁束密度は急速に減衰するため、刺激効率が低下する。したがって、刺激対象は coil radius area 内に含まなければならない。設計した刺激コイルは、Fig. 3B に示すように、刺激対象である上腕二頭筋と筋皮神経を coil radius area 内に含むため、磁束は刺激対象を有効に鎖交する。頻回磁気刺激では刺激コイルの発熱が問題となる。我々は、臨床使用を目指し、自然空冷刺激コイルの使

Fig. 2 Shape of the bi-phasic current that flows through the stimulation coil.

用を条件とした。そのため、刺激コイルの設計では以下を考慮した。1) コイルの導体断面積を広く設計した。2) 導体抵抗を減らすため、コイルの巻数を減らした。3) 生体に誘起する渦電流密度 J を増すため、刺激コイルのインダクタンス L を減じた。そのため、刺激コイルの巻数と口径を可能な限り小さく選択した。ここで、キャパシタバンクの充電電圧を V_c とすれば渦電流密度 J は、 $J \propto dB/dt \propto V_c/L$ である。設計した刺激コイルの巻き数は5回、導体に幅6 mm、厚さ2 mmの扁平銅線を使用した。この刺激コイルの導体抵抗は約 $2.5\ \text{m}\Omega$ である。インダクタンスは2 mの同軸給電線 ($0.36\ \mu\text{H}$) を含み約 $5.5\ \mu\text{H}$ である。したがって、 dB/dt の計算値は刺激コイルと放電経路上のインダクタンスを含み $15\sim 20\ \text{kT/S}$ である。刺激コイル中心における最大磁束密度は、駆動電圧 $V_c=1800\ \text{V}$ において $0.4\ \text{T}$ である。刺激コイルの冷却は自然空冷方式で、温度センサを内蔵しており、刺激コイルの表面温度が 42°C に達すると刺激を停止する。

3. 上腕二頭筋上刺激による肘関節の屈曲

従来、神経や筋の刺激には、電気刺激法が用いられてきた。しかし、電極の装着は、電極を貼るか刺すため侵襲的と言える。頻回磁気刺激で神経や筋の連続刺激ができれば、無侵襲的に種々の刺激が可能となる。単発磁気刺激の結果から推定すれば、無痛刺激が可能と推定できる。そこで、開発した頻回磁気システムを用い、上腕二頭筋上に磁気刺激を与え、肘関節が屈曲するか試みた。その際、無痛刺激が可能か、刺激強度か刺激周波数を変えることで、屈曲角を変化させることが可能であるか、屈曲角を保持可能であるか検討した。

3.1 刺激コイルの配置

刺激コイルの配置を Fig. 3A, 3B に示す。刺激コイルは、上腕二頭筋の支配神経である筋皮神経がコイルの中心下に位置するように、かつ上腕二頭筋が coil radius area に含まれるように配置した。コイルの中心は、手掌側を上向きとし、肘関節より60 mm 中枢側、腕中央より20 mm 内側に置いた。刺激コイルを流れる電流は双方向である。そこで、刺激コイルを初めに流れる電流が、時計回りとなるようにコイルの配置を決めた。

Fig. 3 A: Placement of the stimulation coil on the subject's upper arm, 60 mm proximally and 20 mm medially from the elbow joint. B: Orientation of the stimulation coil to the muscles of the biceps brachii and the musculocutaneous nerve.

3.2 測定方法

健康人男性 5 名 (25~30 歳 4 名, 51 歳 1 名) を被験者とした。被験者は椅子に座り, 手を軽く握り, 右手肘と手掌背が軽く机上面に接するように置いた。次に頻回磁気刺激を加え, その際発生する肘関節の屈曲角を測定した。刺激強度は 0.08 T (最大出力の 20%), 0.12 T (30%), 0.16 T (40%) とした。刺激周波数は, 刺激強度が 0.08 T, 0.12 T では 50 Hz まで, 0.16 T では上腕の筋緊張が強すぎるため安全を考慮して 20 Hz に止めた。被験者の内 1 名 (51 歳) は, 屈曲角に対する錘負荷の影響を知るため, 手掌に 500 g の錘を保持した場合と, 保持なしの場合の屈曲角を測定した。屈曲角の測定は, 手掌側を上向きにして腕を伸展し, 母指側側面に肘関節を通る直線を引き, これを屈曲角測定の基準として, 刺激により生じる屈曲角を分度器で測定した。

4. 測定結果

Fig. 4 に, 各刺激強度における肘関節の屈曲角の測定結果を示す。図中, 黒丸は被験者 5 名の錘なし時の平均値を示す。白角と白丸は, 1 名の被験者が錘を保持した場合 (白角) と錘なし (白丸) の結果である。5 名の屈曲角の平均値は, 刺激周波数が 10 Hz で, 刺激強度が 0.08 T では 32°, 0.12 T で 72°, 0.16 T で 93°であった。最大屈曲角は 0.08 T で 73° (35 Hz), 0.12 T で 104° (35 Hz), 0.16 T において 110° (20 Hz) に達した。屈曲角は刺激強度を強めると増加した。刺激周波数に対する屈曲角の特性は, 0.08 T では 3~12 Hz 間で約 1.7°/Hz の増加率を示した。その後, 屈曲角は緩やかに増加し, 35 Hz から減少した。40 Hz 以降は屈曲角は -2.4°/Hz で急減した。0.12, 0.16 T では, 3~12 Hz 間の屈曲角は約 4°/Hz の増加率を示した。0.12 T では 12~18 Hz 間で屈曲角の増加に停滞を認めた。この周波数付近で筋の収縮に関与するメカニズムに何らかの変化があることが示唆された。さらに刺激周波数を増すと 18~

Fig. 4 Stimulation frequency and elbow joint bending angle.

35 Hz 間で屈曲角は緩やかに増加し, 35 Hz 以上で減少を始めた。0.16 T では刺激は 20 Hz 以下に止めた。頻回磁気刺激による肘関節の屈曲角は, 同一刺激を継続中は, ほぼ同じ角度を保持できた。1 名の被験者の錘保持の結果を示す。0.08 T では 18~32 Hz 間で錘保持の屈曲角が錘なしより大きかった。錘保持による賦活効果を検討する必要があると示唆された。刺激強度が 0.12~0.16 T と強くすると, 錘保持で屈曲角が錘なしより減った。頻回磁気刺激は電気刺激のような刺激痛はないが, 刺激強度が 0.16 T, 刺激周波数が 20 Hz 付近では, 上腕二頭筋が連続して強く収縮するため苦痛が伴った。この苦痛は電気刺激による刺激痛とは性格が異なるもので, 筋損傷に対する不安が主である。

5. 検討と考察

5.1 刺激強度および刺激周波数と屈曲角

錘を保持した被験者の場合, 刺激強度が 0.08 T, 刺激周波数が 20 Hz において, 肘関節の屈曲角は 53°であった。刺激強度を 0.12 T に増すと屈曲角は 80°に増え, さらに 0.16 T に増すと屈曲角は 110°に至った。したがって, 頻回磁気刺激では, 刺激強度を増せば屈曲角が増加することが分かった。さらに, 屈曲角は刺激周波数を増すと 30 Hz 付近まで増加することが分かった。屈曲角が大きいと筋の緊張が強い。屈曲角が刺激強度と刺激周波数の両者に依存するため, 刺激強度の安全限界には刺激周波数も関係する。安全に刺激を行うため, 刺激強度と刺激周波数の限界を検討する必要がある。我々の結果では, 刺激強度が 0.16 T に至ると刺激周波数が 20 Hz 以下で, 上腕二頭筋に苦痛を伴う連続した強い緊張が起こった。その際, 意識的に前腕を伸展することを試みたが筋の緊張が強く, 前腕を伸展することが困難であった。したがって, 健康男性被験者でも, 上腕二頭筋上の頻回磁気刺激では, 安全を考慮して刺激強度が 0.16 T では, 刺激周波数を 20 Hz 以下に止めるべきである。刺激強度が強い場合は, 刺激周波数はさらに低くする必要があると示唆された。子供, 女性, 高齢者や疾患を持つ被験者の場合は, さらに刺激強度, 刺激周波数とも低く制限しなければならない。

頻回磁気刺激の安全な使用法については、今後の検討を必要とする。

5.2 屈曲角の停滞

Fig. 4 で刺激強度が 0.12 T の場合、刺激周波数が 12~18 Hz 間で（5 名の平均値）屈曲角の増加に停滞を認めた。筋が収縮し運動単位のインパルスがある発射頻度に達すると、その運動単位領域内の他の単位を動員 (recruitment) することが知られている。動員が起こると運動単位の発射速度は plateau となる。そこで、頻回磁気刺激の刺激周波数が、運動単位の発射速度と一致する周波数付近で、屈曲角に停滞が生じるものと推定した。

5.3 刺激周波数と筋の疲労

Fig. 4 の測定結果が示すように、刺激周波数が 35 Hz を超えると肘関節の屈曲角が減少し始め、40 Hz では多くが減少した。これは、頻回磁気刺激により筋が疲労を起こしたと考えられる。したがって、頻回磁気刺激を筋の刺激や訓練に用いる場合は、刺激周波数として 20 Hz 以下が適切であると考えられる。刺激強度が大きい場合は、さらに低い刺激周波数が適切と考えられる。

5.4 刺激コイルの形状

本研究の目的は、頻回磁気刺激により肘関節の屈曲が可能であるか検討することであった。したがって、最適な刺激部位を定めるため、刺激コイルは広い範囲を刺激可能である大口径の円形刺激コイルを使用した。刺激部位が定まり、特定の筋や神経を刺激し筋を屈曲させる場合は、支配神経や筋に焦点を絞った局在刺激が必要である。局在刺激が必要な場合は、上野らによる 8 字型刺激コイルが適する³⁾。刺激の目的と対象により、刺激コイル形状の選択が必要である。筋の支配神経が既知であれば、刺激コイルの大きさ、形状や方式を刺激対象に合わせることが可能である。例えば、脚部を刺激する場合では、8 字型刺激コイルを脚部の湾曲に合わせて作ることが可能である。その保持は形状に合わせた保持具で装着することができる。

5.5 刺激電流波形

これまで、単発磁気刺激には単方向電流 (mono-phasic) が多く使われてきた。しかし、頻回磁気刺激では、刺激回数と刺激時間が単発磁気刺激に比べて長くなるため、刺激電流波形の形状については、被刺激対象の安全確保から、単発磁気刺激以上に検討が必要である。特に、頻回磁気刺激を中枢神経や脳に与える場合は、生体に流れる電流波形が単方向で良いか、双方向が適切であるか、さらに検討が必要である。使用に際しては刺激時間を区切るなどの注意も必要である。我々が、今回開発した頻回磁気刺激システムは、刺激電流波形の形状を単方向と双方向のいずれか選択可能であるが、本研究では電源効率を増し、刺激継続時間を長くするため刺激電流は双方向電流を選択した。

刺激波形に関し、磁気刺激で興味ある点は、8 字型刺激コイ

ルに単方向電流を流すことによりベクトル刺激が可能である。したがって、機能的刺激を行う際、重要な特性である。単発磁気刺激における刺激方向については、上野らの 8 字型刺激コイルによるベクトル刺激に関する報告がある⁴⁾。一方、電気刺激ではベクトル刺激を無侵襲的に実現することは非常に困難であると考えられている⁵⁾。

5.6 頻回磁気刺激の諸問題点

頻回磁気刺激に限らず、磁気刺激で十分な刺激強度を得るためには、刺激コイルの半径を、刺激する部位の深さ以上に選ぶ必要がある。刺激部位が深いと刺激コイルが大型になり、局所刺激が困難となる。磁気刺激は刺激点を、電気刺激のようにはっきり限局できない欠点を持つ。さらに、筋の機能的刺激には多チャンネル刺激が必要であるが、磁気刺激では刺激コイルの口径が大きいため、現状では多チャンネル化は困難である。また、頻回磁気刺激は、生体内で電気刺激と同じ刺激強度を得るのに、電力消費が大きい点も挙げられる。したがって、現状では機能的電気刺激のように、頻回磁気刺激システムを携帯することは無理である。さらに、刺激コイルと刺激対象の間隔が被験者の状態によって変化するため電気刺激に比べ、刺激強度の安定性が問題となる場合が考えられ、精度を必要とする刺激には不向きである。しかし、頻回磁気刺激の使用目的を無侵襲、無痛刺激が必要な場合か、生体組織を広く刺激する必要がある場合を選択すれば、頻回磁気刺激は有用である。さらに、頻回磁気刺激と電気刺激を併用することで、両方式の利点を強化できる可能性も考えられる。

6. ま と め

臨床で使用可能な頻回磁気刺激システムを開発した。自然空冷刺激コイルにより 60 Hz まで刺激可能である。従来、電気刺激でのみ可能であった神経や筋の連続刺激が無侵襲、無痛で可能となった。我々は、開発した頻回磁気刺激を用い、ヒトの上腕二頭筋上を連続刺激して肘関節を 100° 以上屈曲させた。屈曲角は刺激周波数か刺激強度を変えて変化させることができた。これらから、頻回磁気刺激は脳、神経、筋の連続刺激に加え、整形領域における筋のアトロフィー予防、筋の回復訓練や横隔膜刺激による呼吸補助や泌尿器領域における括約筋の刺激や訓練に有用であることが示唆された。

文 献

- 1) A. Pacual-Leone, J. Valls-Sole, J. P. Brasil Neto, L. G. Cohen, and M. Hallett: *LANCET*, **339**, 997 (1992).
- 2) D. Claus, M. Weis, T. Treig, C. Lang, K. F. Eichhorn, and O. Sembach, *Electroenceph. Clin. Neurophys.*, **2**, S53 (1993).
- 3) S. Ueno, T. Tashiro, and K. Harada: *J. Appl. Phys.*, **64**, 5862 (1991).
- 4) 樋脇 治, 上野照剛: 医用電子と生体工学, **5**(12), 12 (1991).
- 5) 星宮 望: 日本 ME 学会誌, *BME*, **6**(8), 4 (1992).

1995 年 10 月 13 日受理, 1996 年 1 月 12 日採録