

Original Article

股関節屈曲トルク発生のための電気刺激方法の検討—トルク値と痛みの強さの測定—

伊藤智崇,^{1,2} 椿原彰夫,^{2,3} 妹尾祐太,⁴ 徳弘宙士,⁵ 渡邊 進^{1,2}¹川崎医療福祉大学医療技術学部リハビリテーション学科²川崎医科大学附属病院リハビリテーションセンター³川崎医科大学リハビリテーション医学教室⁴倉敷平成病院リハビリテーション部⁵星ヶ丘厚生年金病院リハビリテーション科

要旨

Ito T, Tsubahara A, Seno Y, Tokuhiko H, Watanabe S. Consideration of ways to generate hip flexion torque by using electrical stimulation: Measurement of torque and the degree of pain. Jpn J Compr Rehabil Sci 2011; 2: 31-35

【目的】中枢神経障害による運動機能の回復の基礎的研究として、経皮的な電気刺激によって股関節屈曲トルクを有効に発生させる手法を探求すること。

【方法】健常男性 11 名を対象に、電気刺激時の股関節屈曲等尺性トルク値の測定と痛みの強さの評価を行い、最適刺激部位を検討した。刺激条件は、干渉周波数 30Hz、刺激時間 2 秒、休止時間 15 秒とした。刺激方法は、(1) 縫工筋と大腿筋膜張筋、(2) 縫工筋と大腿直筋、(3) 大腿直筋と大腿筋膜張筋への刺激とした。3 種類の方法で最大耐用強度を決定した後、その中の最小値を刺激強度に設定した。活動比は、各筋のトルク値を (1) ~ (3) のトルク値の総和で除して算出した。

【結果】大腿直筋の活動比は縫工筋よりも有意に大きかったが、(1) ~ (3) のトルク値および痛みの強さに有意差は認められなかった。

【結語】大腿直筋を含めた電気刺激は、大腿直筋を含まない場合よりも低い刺激強度で股関節屈曲トルクを発生できる可能性が示された。

キーワード：経皮的電気刺激、機能的電気刺激、股関節屈曲、トルク、痛み

はじめに

近年、成人脳における可塑性の存在について、最新の神経学的知見が多く報告されてきた。中枢神経障害

著者連絡先：伊藤智崇

川崎医療福祉大学医療技術学部リハビリテーション学科
〒701-0193 岡山県倉敷市松島 288

E-mail アドレス：s-ito@mw.kawasaki-m.ac.jp

2011 年 5 月 16 日受理

本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。

による機能障害への治療法として、神経筋に対して電気刺激を用いて収縮を起こさせ、有用性を実証した研究が数多く見受けられる。Robbins ら [1] は、機能的電気刺激（以下、FES）の歩行に対する治療効果を検証するため、1966 年から 2005 年までに発行された文献の meta analysis を行った。その報告の中で、歩行速度の改善に FES が効果的であることが示された。脳卒中治療ガイドライン 2009 では、下肢麻痺筋に対する FES やペダリング運動は歩行能力の向上や、筋再教育に有効であるため、治療効果の高い方法として通常のリハビリテーションに追加することが推奨されている [2]。

経皮的な FES の歩行への適用としては、単チャンネル刺激を用いた試みと多チャンネル刺激を用いた試みに大別できる。単チャンネル刺激を用いた試みとしては、1961 年に Liberson ら [3] が、総腓骨神経を電気刺激することで脳卒中片麻痺患者の内反尖足を補正したことに始まる。その後同様の研究が行われ、装置使用中のみならず、介入後に機能改善が得られるとの報告も見られる [4, 5]。

多チャンネル刺激を用いた試みとしては、Bogataj ら [6] が亜急性期の重度片麻痺患者の麻痺側下肢 6 筋に電気刺激を行うことで、歩行能力の改善を示した。それ以来、経皮的な FES が積極的に歩行訓練に適用されるようになった [7-9]。

先行研究では、股関節伸展には大殿筋、膝関節伸展には大腿四頭筋、膝関節屈曲にはハムストリングス、足関節背屈には総腓骨神経や前脛骨筋、足関節底屈には腓腹筋やヒラメ筋が使用されてきた [6-10]。しかし、股関節屈曲を誘導するために経皮的な FES が用いられたとの報告はなされていない。その理由としては、股関節屈曲の主動作筋である腸腰筋は深部にあるため、表面電極を用いて直接的に電気刺激を行うことが困難なためである。経皮的な FES の特徴としては、表層にある筋への刺激を利用することにある。そこで、本研究では経皮的な FES によって股関節屈曲トルクを有効に発生させる手法を探求することを目的として、股関節屈曲最大等尺性トルク値（以下、トルク値）ならびに痛みの強さについて、電極貼付位置の違いによる差を比較した。

対象と方法

対象は、下肢・体幹に神経学的および整形外科的疾患を有さない健康若年男性 11 名である。その平均年齢は 19.9 ± 1.3 歳、平均身長は 168.3 ± 3.9 cm、平均体重は 61.0 ± 5.8 kg であった。本研究に先立ち、被験者にはその趣旨および方法を十分に説明し、書面にて同意を得て実施した。なお今回の研究は、本学倫理委員会に研究の実施計画書を提出し、承認を得て行った(承認番号：154)。

トルク値の測定には BIODEX SYSTEM3 (酒井医療社製) を用いた。最初に被験者は 10cm 台上で立位となり、股関節軸とダイナモメータ軸が一致するようにダイナモメータの位置を調節した。次に左片脚立位となり、右下肢は下垂させた状態で大腿遠位部をアタッチメントに固定した (図 1)。トルク値の測定方法としては背臥位での測定方法もあるが、本研究の目的が歩行時の下肢の振り出しを誘導することであったため、測定は立位で行い、体幹や骨盤帯による固定は行わなかった。

トルク値の測定は、後述する 3 種類の電気刺激法によって 3 回ずつ繰り返して行い、他の条件による測定の前に 150 秒の休息を挟んだ。このとき得られた各 3 回のトルク値を平均し、解析の値として用いた。同時に、最適刺激部位を特定するために、各 3 回の施行終了後に痛みの強さを Wong-Baker faces pain rating scale (以下、face scale) [11] を用いて評価した。各条件下の刺激順序は、ランダムとした。電気刺激の方法は、次の 3 種類の条件を用いた。なお、1 チャンネル 2 電極を用いて 2 筋の運動点上にそれぞれ電極を貼付し、交流刺激することで有効な筋収縮が得られることは、予備実験で確認した。

- (1) 1 チャンネル 2 電極を用いて縫工筋と大腿筋膜張筋の運動点上にそれぞれ貼付し刺激する方法 (以下、SA + TF)
- (2) 1 チャンネル 2 電極を用いて縫工筋と大腿直筋の運動点上にそれぞれ貼付し刺激する方法 (以下、SA + RF)



図 1. トルク値の測定状況

10cm 台上で立位となり、股関節軸とダイナモメータ軸が一致するようにダイナモメータの位置を調節した。次に左片脚立位となり、右下肢を下垂した状態で大腿遠位部をアタッチメントに固定した。

- (3) 1 チャンネル 2 電極を用いて大腿直筋と大腿筋膜張筋の運動点上にそれぞれ貼付し刺激する方法 (以下、RF + TF)

被験者を背臥位とし、電気刺激による最適刺激部位を特定するためにレコーディングクロナキシメーター CX-3 (OG 技研社製) を用いて縫工筋、大腿筋膜張筋、大腿直筋の運動点を検索した。

使用した刺激装置は、干渉電流型低周波治療器 ES-510 (伊藤超短波社製) で、狭い範囲での刺激よりも痛みの抑制を優先するために、付属の 5×9 cm のゲル付き電極を用いた。搬送周波数 5 kHz、干渉周波数 30 Hz の刺激を用い、刺激時間は 2 秒、休止時間は 15 秒とした。電流を 5 mA ずつ上げていき、3 種類の電気刺激条件でそれぞれ最大耐用強度を決定した後、3 つの中で最小の値の電流を各被験者のトルク値測定時の刺激強度に設定した。

同一強度で電気刺激を行った際の縫工筋、大腿筋膜張筋、大腿直筋の反応性を比較するため、計測したトルク値から 3 筋の活動比を算出した。本研究における活動比とは、3 筋を同時刺激したと仮定したときの各筋の活動量を割合で示すものである。算出方法は、次の式に示す通りである。

当該筋の活動比 (%) = (当該筋を含む 2 つの刺激方法におけるトルク値の和 - 当該筋を含まない刺激方法時のトルク値) ÷ 全刺激方法におけるトルク値の総和 × 100

統計処理

統計処理には統計解析用ソフトウェア SPSS15.0J (エス・ピー・エス・エス社製) を用いた。3 種類の条件におけるトルク値ならびに各筋の活動比の差の検定には、一元配置分散分析を使用し、その後多重比較にて分析した。痛みの強さの比較には、Kruskal-Wallis の検定を実施した。有意水準は 5 % 未満とした。

結果

3 種類の条件におけるトルク値の平均値ならびに標準偏差は、表 1 に示す通りである。トルク値が大きかった方から、RF + TF (9.8 ± 4.1 Nm)、SA + RF (8.6 ± 3.7 Nm)、SA + TF (8.3 ± 3.4 Nm) となったが、各方法の間には統計学的な有意差は認められなかった。各筋の活動比の比較では、大腿直筋の活動比 (39.0 ± 9.0 %) は、縫工筋の活動比 (26.3 ± 7.6 %) よりも有意に大きかった (表 2)。痛みの強さの比較では、痛みの小さかった順に SA + TF、RF + TF、SA + RF となったが、統計学的に有意差は認められなかった。しかし、最も痛かった条件が SA + RF への刺激時であったと回答した者は 11 名中 10 名で、SA + RF への刺激時に痛みが強くなる傾向が認められた (表 3)。

考察

表面電極を用いた経皮的電気刺激は、脳卒中や脊髄損傷などの中枢性疾患によって障害された運動機能の回復を助ける有効な手段である。しかし、感覚が残存するような症例では、電気刺激が筋収縮を促すと同時

表 1. 股関節屈曲トルク値の比較

	Electrode placement		
	SA + TF	SA + RF	RF + TF
Isometric torque (Nm)	8.3 ± 3.4	8.6 ± 3.7	9.8 ± 4.1

SA + TF: stimulation of the sartorius and the tensor fasciae latae

SA + RF: stimulation of the sartorius and the rectus femoris

RF + TF: stimulation of the rectus femoris and the tensor fasciae latae

mean ± SDで表示

表 2. 各筋の活動比の比較

	SA	TF	RF	P value	Multiple comparison
Contraction ratio (%)	26.3 ± 7.6	34.7 ± 10.9	39.0 ± 9.0	< 0.05	RF > SA

SA: sartorius, TF: tensor fasciae latae, RF: rectus femoris.

mean ± SDで表示

表 3. 各被験者の痛みの強さと平均値

Participant number	Electrode placement		
	SA + TF	SA + RF	RF + TF
1	2	4	3
2	3	3	2
3	3	3	2
4	2	3	2
5	3	3	3
6	4	4	4
7	1	3	3
8	1	2	1
9	2	3	3
10	2	2	3
11	2	3	3
mean ± SD	2.3 ± 0.9	3.0 ± 0.6	2.6 ± 0.8

SA + TF: stimulation of the sartorius and the tensor fasciae latae

SA + RF: stimulation of the sartorius and the rectus femoris

RF + TF: stimulation of the rectus femoris and the tensor fasciae latae

各3回の施行終了後に face scale を用いて評価

に、皮膚の侵害受容器を刺激することで痛みが誘発される [12-14]. そのため、治療時間や治療強度の設定は患者の痛みに対する耐用性に大きく左右される. 本研究における最適な刺激部位の条件は、痛みが抑えられ、より大きな股関節屈曲トルクが得られることとし、トルク値と痛みの強さの観点から3種類の刺激方法を比較した. 刺激強度を最大耐用強度ではなく、最小の電流量に統一して刺激を行ったことで、刺激部位と痛みの強さの関係について検討できたと考える.

表面電極を用いて刺激できる主要な股関節屈筋とし

ては、その他にも恥骨筋や長内転筋がある [15]. しかし、予備実験の段階で、大腿内側部への刺激は痛みが強く、股関節の内転が顕著に現れたこと、恥骨筋と長内転筋の運動点の位置は隣接しているため個別に電極を貼付するのが困難であったことを理由に除外した.

トルク値の大きさに関しては、3種類の刺激部位間で有意差は認められなかった. しかし、縫工筋、大腿筋膜張筋、大腿直筋の活動比の比較では、大腿直筋の活動比が縫工筋の活動比と比較して有意に大きかった. この要因としては、各刺激部位に対して同一強度

で刺激を行っていることから、電気的インピーダンスの違いや筋の抵抗値の違いが考えられる。インピーダンスの高い脂肪組織などが多く分布する層の下にインピーダンスの低い神経や筋が存在する場合、これを脱分極するにはより強い電流が必要となる [16]。このことから、脂肪組織の分布量が活動比に影響を与えたと推測される。また、幾何学的に等質な導体の電気抵抗は、断面積に反比例し、長さに比例することが知られている。縫工筋は人体で最も長い筋であることから [17]、物質の構成成分が類似している他筋よりも抵抗値は高くなる。そのために、この筋の活動比が最も低くなったと考えられる。

筋トルクは、モーメント・アームの長さと同縮力の積によって求められる。各筋の筋収縮力に差異がない場合、筋トルクはモーメント・アームの長さに比例する。矢状面における大腿直筋のモーメント・アームの長さは、縫工筋よりも長いことから [15]、大腿直筋の筋トルク値が大きくなる可能性は高い。また、縫工筋の牽引力は 2 kg 重に相当し、大腿直筋の牽引力は 5 kg 重に相当するといわれている [18]。この点から推測される絶対筋力の違いは、電気刺激時の各筋の筋収縮力の大きさに影響を与えたと考えられる。すなわち、モーメント・アームと筋収縮力の双方の要因により大腿直筋の筋トルク値は大きくなり、結果として活動比が縫工筋よりも大きくなったと推察される。

電気刺激時の股関節屈曲トルクの大きさに関して、対麻痺患者を対象に、埋め込み電極を用いて大腿筋膜張筋、縫工筋、薄筋、大腿直筋の 4 筋を刺激し、平均 55Nm のトルク値を得たとする報告がある [19]。本研究で得られたトルク値は平均 8-10Nm であり、この値はかなり小さい。この要因の一つとして測定方法の違いが影響したと考えられる。先行研究では、背臥位にて骨盤を固定し測定を行っているが、本研究では測定肢位が立位であり、骨盤の固定は行っていない。このため、大腿遠位部をアタッチメントに固定した状態で筋収縮を得た場合、近位部が遠位部に近づくように動く、リバースアクションが起り、測定値が低値を示したのではないかと考えられる。長下肢装具の使用による下肢の重量増加や、筋緊張の異常等の要因が加わることで下肢の振り出しが困難となる可能性は否定できない。しかし、BIODEX は関節トルクを測定する機器であるため、測定には関節運動が生じることが前提となる。本研究では全ての被験者が、股関節中間位にてトルク値の測定が可能であった。それゆえに、重力に抗した下肢の振り出しの補助的な役割を担うことは、本研究で得られたトルク値の大きさでも可能であると考える。

痛みの強さについて 3 種類の電気刺激部位を比較した結果では、face scale の値に有意差は認められなかった。しかし、SA + RF への刺激時に最も多くの者が最大の痛みを感じていることから、刺激方法によって痛みに何らかの違いがあるものと考えられる。今後は被験者数を増やし、電極間距離も検討項目に入れて、より詳細に痛みの評価を行う必要がある。

結論的には、各筋の活動比の比較によって、大腿直筋を含めた電気刺激は、大腿直筋を含まない場合よりも低い刺激強度で股関節屈曲トルクを発生できる可能性が示された。しかし、大腿直筋を含めた電極貼付に

よって、同時に痛みが増強する傾向が示されたことは注目に値する。一般に、刺激の強さが大きいことが強い痛みの誘発の原因と考えられる。しかし、筋が強く収縮すること自体が痛みの原因となる可能性も考慮すべきであろう。FES の適用にあたっては、感覚の残存を念頭に入れる必要がある。感覚が残存するケースでは SA + TF を、感覚が重度鈍麻あるいは脱失しているケースでは RF + TF を適用することで、下肢の振り出し補助のための電気刺激が臨床適用を獲得するものと考えられる。

文献

- Robbins SM, Houghton PE, Woodbury MG, Brown JL. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 853-9.
- Eto F, Dohi N, Ishigami S, Ito T, Kimura A, Tyuma T, et al. Rehabilitation. In: Shinohara Y, Ogawa A, Suzuki N, Katayama Y, Kimura A, editors. *Japanese Guidelines for the Management of Stroke 2009*. 1st ed. Tokyo: Kyowa Kikaku; 2009. p.272-338. Japanese.
- Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1961; 42: 101-5.
- Burrige JH, Taylor PN, Hagan SA, Wood DE, Swain ID. The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking: a randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients. *Clin Rehabil* 1997; 11: 201-10.
- Burrige JH, McLellan DL. Relation between abnormal patterns of muscle activation and response to common peroneal nerve stimulation in hemiplegia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2000; 69: 353-61.
- Bogataj U, Gros N, Malezic M, Kelih B, Kljajic M, Acimovic R. Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation. *Phys Ther* 1989; 69: 319-27.
- Bogataj U, Gros N, Kljajic M, Acimovic R, Malezic M. The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: a comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. *Phys Ther* 1995; 75: 490-502.
- Alon G, Ring H. Gait and hand function enhancement following training with a multi-segment hybrid-orthosis stimulation system in stroke patients. *J Stroke Cerebrovasc Dis* 2003; 12: 209-16.
- Yan T, Hui-Chan CW, Li LS. Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke: a randomized placebo-controlled trial. *Stroke* 2005; 36: 80-5.
- Malezic M, Hesse S, Schewe H, Mauritz KH. Restoration of standing, weight-shift and gait by multichannel electrical stimulation in hemiparetic patients. *Int J Rehabil Res* 1994; 17: 169-79.

11. Wong DL, Baker CM. Pain in children: comparison of assessment scales. *Pediatr Nurs* 1988; 14: 9-17.
12. Adriaensen H, Gybels J, Handwerker HO, Van Hees J. Response properties of thin myelinated (A-delta) fibers in human skin nerves. *J Neurophysiol* 1983; 49: 111-22.
13. Chae J, Hart R. Comparison of discomfort associated with surface and percutaneous intramuscular electrical stimulation for persons with chronic hemiplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 1998; 77: 516-22.
14. Van Hees J, Gybels JM. Pain related to single afferent C fibers from human skin. *Brain Res* 1972; 48: 397-400.
15. Dostal WF, Soderberg GL, Andrews JG. Actions of hip muscles. *Phys Ther* 1986; 66: 351-9.
16. Benton LA, Baker LL, Bowman BR, Waters RL. *Functional Electrical Stimulation: a practical clinical guide*. 2nd ed. California: Rancho Los Amigos Rehabilitation Center; 1981.
17. Nakamura R, Saito H, Nagasaki H. Movements of four extremities and trunks. In: *Fundamental Kinesiology*. 6th ed. Tokyo: Ishiyaku Publishers; 2003. p.203-43. Japanese.
18. Kapandji IA. The flexor muscles of the hip. In: *The physiology of the joints*. 5th ed. New York: Churchill Livingstone; 1987. p.40.
19. Kobetic R, Marsolais B, Miller PC. Function and strength of electrically stimulated hip flexor muscles in paraplegia. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1994; 2: 11-7.