

ハイブリッド電気刺激技術による大腿部の筋力増強と膝の痛み緩和効果

Effects of Improved Strength of Muscles in the Thigh and Pain Relief in the Knees Based on Hybrid Electrical Stimulation Technology

市村 亮
Ryo Ichimura

要 旨

ハイブリッド電気刺激技術は、筋肉を効果的に鍛える「人間の動作」と「電気刺激による筋肉の収縮」を同時に行うハイブリッドトレーニング法（HTP：Hybrid Training Principles）の運動理論に基づき、対象の部位に電気刺激を印加する技術である。本稿は、歩行中の大腿（だいたい）部の動作をセンシングし、各脚の立脚期、遊脚期を判別し、各期に電気刺激を印加するアルゴリズムを構築し、15名（平均68.3歳）に対し、1回30分間、週3回、12週間の歩行訓練で大腿部の筋力増強と膝の痛みが緩和可能なことを実証した。

Abstract

Hybrid electrical stimulation technology is designed to strengthen the target muscle efficiently by hybrid training principles, which involve triggering muscular contraction by electrical stimulation simultaneously in volitional muscular contraction during exercise. We have been developing the algorithm which determines the timing for electrical stimulation by detecting each phase (stance phase, swing phase) with motion sensors which measure the angular velocity of each hip joint during walking and we have demonstrated that the effect of the training device occurs by performing training for 30 min per session 3 times a week for 12 weeks. At the point before and after the research's maximal isokinetic torque and knee-extensors/knee-flexors has significantly been enhanced and it has allowed pain relief in knees.

1. はじめに

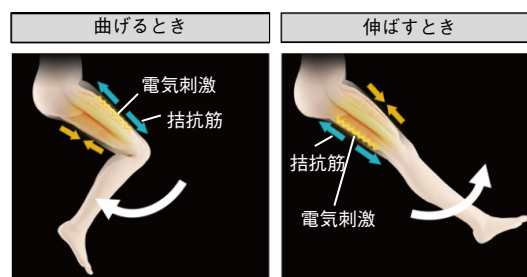
加齢による脚力低下や膝の悩みを抱える人は多い。特に、変形性膝関節症の潜在的な患者は、日本国内で約2530万人と推定されている[1]。

これらの予防には、脚力低下を防ぐための運動が重要である[2]。ウォーキング（歩行）は、健康増進を図る目的で、高齢者のみならず幅広い年齢層で取り込まれる無理のない運動の1つである。しかし、歩行のみでは筋力増強は認められないとする報告がある[3]。また、膝の悩みを抱える人は、運動時に痛みを認めるため、運動の継続は難しい。

そこで、Shibaらは運動の継続を目的として、「人間の動作」と「電気刺激による筋肉の収縮」を同時に行うハイブリッドトレーニング法（以下、HTP）を考案した[4]。第1図は、HTPの概念を示した図である。HTPは、動作時に伸びる筋肉（拮抗（きっこう）筋）を電気刺激で収縮させることで、適度な負荷が作用する状態を維持し、筋肉を効果的に鍛える運動理論である。

HTPの先行研究では、HTPの運動理論に基づいた電気刺激方法は人間の動作を考慮しない従来の電気刺激（常時印加）方法よりも有意に筋力増加に寄与することを報告している[5]。しかしながら先行研究は、座位時の膝屈伸運動などの単調な動作のみの結果であり、日常的に多くの方が取り組まれているウォーキング（歩行）には活用できない。

そのため、筆者らは、HTPの運動理論を応用し、歩行中



第1図 ハイブリッドトレーニング法
Fig. 1 Hybrid training principles

の大腿部の動作をセンシングするアルゴリズムを加えることで歩行時にも活用可能な機器を開発した。

詳述すると、本機器には2つの電気刺激モードがある。1つは筋力増強モードである。これは、大腿部の筋肉（大腿四頭筋、ハムストリングス）が伸びている方にのみ電気刺激を印加し、大腿部の筋力トレーニングを無理なくできるモードである。

もう1つは膝痛（しつづ）緩和モードである。これは、大腿四頭筋が伸びているときに、大腿四頭筋とハムストリングスの双方に同時に電気刺激を印可し、膝の揺動を安定させることで歩行時の膝の痛みを抑えるモードである。

これら2つのモードを開発することにより、効果的に筋力を鍛えたい方、また膝の悩みを抱える方にも活用できるものとなる。

2. 電気刺激の印加タイミング設定

2.1 筋力増強モード

HTPの先行研究では、Takanoらは週2回12週間の座位時の膝屈伸運動で、膝伸展筋力が39%増強、大腿四頭筋断面積が9%増大した訓練効果を報告している[6].

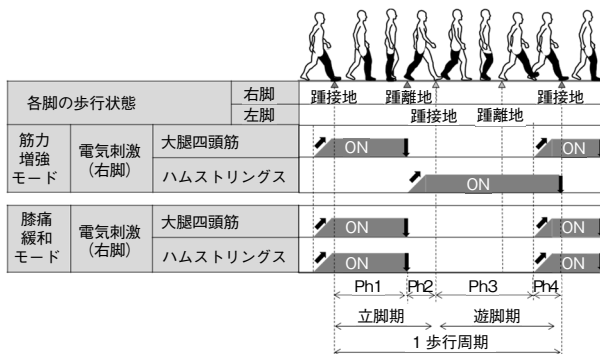
本モードは、HTPの考えを基に、第2図に示すとおり大腿部に装着したセンサで大腿部の動作をセンシングして歩行中に大腿四頭筋、ハムストリングスに装着した電極から対象の筋肉が伸びているときに、電気刺激を印加するモードである。



第2図 電極およびモーションセンサ位置
Fig. 2 Position of the electrode pads and motion sensor

先行研究[6]を参考に、歩行時の電気刺激の印加タイミングを設定した。第3図は、歩行時の刺激のタイミングおよびその刺激に対応させて歩行時のフェーズ（以下、Ph）を示した図である。また、第1表に、歩行時のフェーズの定義とフェーズの開始・終了時を計測可能なセンサを示す。

まず、歩行中は足が接地している立脚期中に大腿四頭筋が伸びるため、電気刺激を印加するタイミングは、電気刺激の立ち上げを考慮して遊脚期中に膝関節が最大伸展するときから、踵（かかと）離地までとした。



第3図 各モードの電気刺激を印加するフェーズ
(上部：筋力増強モード、下部：膝痛緩和モード)
Fig. 3 Phase of electrical stimulation on each mode
(upper: for improving muscle strength,
lower: for allowing pain relief in the knees)

第1表 各フェーズの定義とフェーズの開始・終了時を計測可能なセンサ
Table 1 Definition of each phase and detectable sensor

Phase	定義	検出可能センサ
Ph1	踵接地～踵離地	圧力センサ
Ph2	踵離地～爪先離地	圧力センサ
Ph3	爪先離地～膝関節の最大伸展時	圧力センサ/ゴニオメータ
Ph4	膝関節の最大伸展時～踵接地	圧力センサ/ゴニオメータ

つまり、電気刺激の印加タイミングは、第3図のPh1、Ph4に相当する。一方、遊脚期中にはハムストリングスが伸びるため、電気刺激の立ち上げを考慮して踵離地時から踵接地時までとした。つまり、電気刺激の印加タイミングは、Ph2、Ph3、Ph4に相当する。

2.2 膝痛緩和モード

歩行時に大腿四頭筋、ハムストリングスに常時電気刺激を印加することで、膝の痛みを緩和し、かつ膝の揺動が安定することが知られている[7].

本モードは、膝の痛みの緩和に適したタイミングを特定し、その期間のみに電気刺激を印加するモードとした。

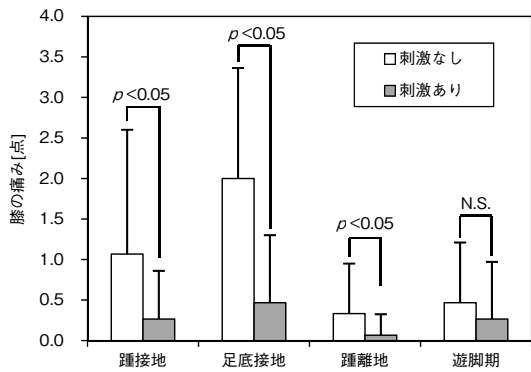
次に膝の痛みの軽減に適した電気刺激の印加タイミングが不明確なため、歩行中の踵接地、足底接地、踵離地、遊脚期時に、電気刺激の有無での膝の痛みを聴取することで本モードの電気刺激の印加タイミングを設定した。なお、被験者に対し、試験の内容を事前に説明し、同意書にて承諾を得た。

〔試験条件〕

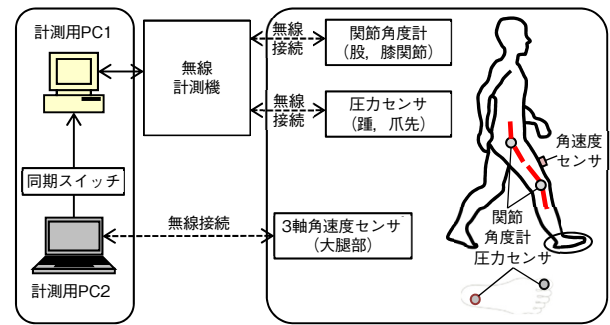
- 対象：主観的に膝の痛みがある人15名
(男性2名、女性13名、平均64.2歳)
- 電気刺激の印加条件：大腿四頭筋、ハムストリングスに常時印加した。
- 膝の痛みの評価方法：直近2週間以内での最大の膝の痛みを10として、痛みの標準化をし、上記4つの時点で痛みを聴取した。

第4図に示すとおり、踵接地、足底接地、踵離地のとき、電気刺激の印加時は、印加なし時と比較して、膝の痛みで有意な低下が認められた。

このことから、本モードの刺激タイミングは、膝関節痛が有意に低下した踵接地時直前から印加を開始し、踵離地時までとした。つまり、印加タイミングは第3図のPh1、Ph4に相当する。



第4図 各フェーズ時の膝の痛み
Fig. 4 Knee pain for each phase



第5図 計測システム
Fig. 5 Measurement system

3. センシングアルゴリズムの構築

3.1 データ処理の考え方

現歩行状態が2.1節で定義したPh1~Ph4のどのフェーズに分類されるかをリアルタイムに判別を行う。機器形態は膝から腰まで覆うサポータ形状のため、サポータ内に納まる大きさで、かつ耐久性、コスト面を考慮し、角速度センサを選定した。

一般的に高齢者は、加齢により①すり足、②左右差のある歩き方(跛行(はこう))、③歩行速度が遅いという特徴的な歩行をするため、若年者と比較してデータのばらつきが大きい。

アルゴリズムは、ばらつきの大きいデータを扱うことができ、かつリアルタイムに演算ができるという点から多変量解析の1つである線形判別分析法を採用した。線形判別分析法とは、群とデータが対応づけられているとき、新たに入力されたデータがどの群に対応づけられるか否かを判別する方法である。

本判別に線形判別分析法を適用すると、群は各Ph、データは歩行時の角速度センサを基に算出する時系列データである(以下、時系列データ)。

アルゴリズムの構築を下記手順で実施した。

システム構築：時系列データの取得後、各Phと時系列データを対応づけ

アルゴリズム構築：判別に必要な判別式の定義

3.2 システム構築

各Phと時系列データを対応づけるために、歩行時のPhが判定できるシステムを構築した。第5図は計測システムの構成を示した図である。足裏(踵、爪先)につける圧力センサにより、Ph1とPh2を判定し、圧力センサの出力0のとき(遊脚期)は、股、膝関節に装着する関節角度計であるゴニオメータによりPh3とPh4を判定する。一方、時系列デ

ータを取得するために大腿部に角速度センサを取り付ける。3つの計測データの同期をとるために、各計測用PCに同期トリガの入力を行う。

構築したシステムを用いて、時系列データを取得した。なお、被験者に対し、試験内容を事前に説明し、同意書にて承諾を得た。

〔試験条件〕

- 対象：36名(高齢者25名, 若年者11名)
- 方法：平地歩行7m区間を3往復実施した。

次に、バッチ処理により、同期された各Phと時系列データを第1表のように対応づけた。なお、データ処理には、多用途生体情報解析プログラムを用いた。

3.3 アルゴリズム構築

線形判別式を次の(1)式で定義する。 $\{x_i\}$ は、角速度データから得られる時系列データ、 $\{a_i^j\}$ 、 C は定数とする。ここでは3.2節で得た対応づけられた各Phと時系列データから $\{a_i^j\}$ 、 C を定義する方法を述べる。

$$Z^j = \sum_{i=1}^n a_i^j \cdot x_i + \dots + C_{(j=1,2,3,4)}^j \dots \dots \dots (1)$$

3.2節で取得した36人分の $\{x_i\}$ を用いる。Ph1に属する $\{x_i\}$ をn種類抽出する。次にその $\{x_i\}$ を(1)式に入力した値が全て正になるまたは全てに負になる連立不等式を解くことでPh1用の $\{a_i^j\}$ 、 C を設定する。なお、 $\{a_i^j\}$ 、 $C(j=1)$ の設定には、統計解析ソフトを用いた。

Ph2, Ph3, Ph4も同様に各Ph用の $\{a_i^j\}$ 、 C を決定する。(j=2, 3, 4)

つまり、新たに歩行データ $\{x_i\}$ が入力されたとき、 Z^j 値の符号によりPhを判別する。また、2つ以上の判別式が狙いの Z^j 値の符号と異なる場合、つまり誤判別をしている場合は、Ph1→Ph2→Ph3→Ph4という関係がある群であることを応用し、前後の判別結果に基づいて判別する。

以上より、現歩行状態がPh1~Ph4のいずれかに分類されるかを判別するアルゴリズムを構築した。

4. 効果検証

4.1 筋力増強効果の検証（筋力増強モード）

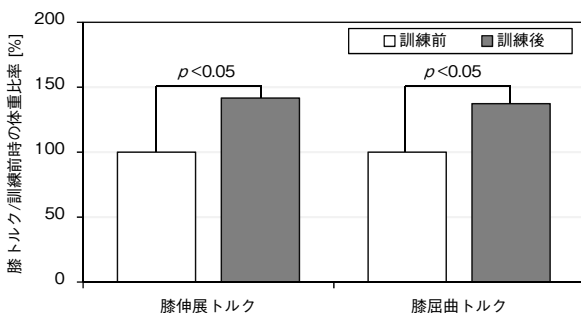
筋力増強モードの筋力増強効果を長期検証した（本モードを使用する群をWM群とした）。なお、被験者に対し、試験内容を事前に説明し、同意書にて承諾を得た。

〔検証条件〕

- 対象：WM群 15名（男性4名，女性11名，平均68.3歳）
- 頻度：週3回，期間：3箇月間（36回）
- 方法：理学療法士の監視下で各自のペースで30分間歩行
- 電気刺激の印加条件：筋力増強モード
- 評価方法：膝関節伸展・屈曲トルク（等速角速度60度）
訓練前後の増加率で対応のあるt検定を用いて比較した。
（有意水準：0.05）

〔検証結果〕

結果を第6図に示す。WM群において膝伸展トルクは訓練前後で有意に41.6%増加した。また、屈曲トルクも訓練前後で有意に37.3%増加した。なお、痛みが発生し、運動が困難な者はいなかった。



第6図 膝伸展トルクと膝屈曲トルク
Fig. 6 Knee torque of extensors and flexors

4.2 膝痛軽減効果の検証（膝痛緩和モード）

膝痛緩和モードの短期（単回）、長期的に膝の痛みが軽減するか、また筋力増強の効果を検証した。なお、被験者に対し、試験内容を事前に説明し、同意書にて承諾を得た。

〔1〕短期（単回）における検証

〔検証条件〕

- 対象：膝痛高齢者 6名（男性1名，女性5名 平均72.3歳）
- 方法：平地歩行3分間
- 電気刺激の印加条件：構築したアルゴリズムで膝痛軽減可能かを確かめること、かつ何らかの理由で電気刺激が印加されない場合で膝の痛みが悪化しないかを確かめるため、下記の4つの条件を設定した。

① 電気刺激を印加しない場合

② アルゴリズムどおりの電気刺激を印加する場合

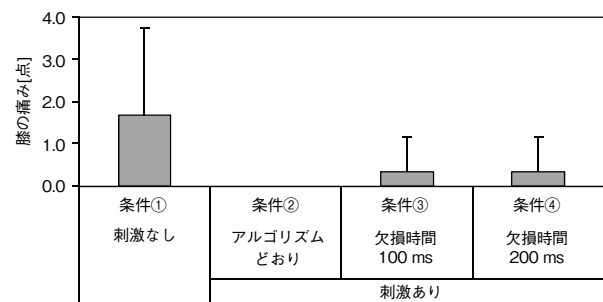
③ アルゴリズムどおりの電気刺激に故意に電気刺激を印加しない欠損時間100 msを設けた場合

④ 条件③と同様に欠損時間を200 ms設けた場合

- 膝の痛みの評価：直近2週間以内での最大の膝の痛みを10として、痛みの標準化をし、各試行で聴取した。

〔検証結果〕

結果を第7図に示す。条件②は全被験者で0点であった。一方、条件③、④は、ともに 0.3 ± 0.8 点であった。条件①のとき、 1.7 ± 2.1 点であった。アルゴリズムどおりの電気刺激の印加条件が、膝の痛み軽減が最も顕著であることから、膝痛軽減効果を短期（単回）で確認できた。なお、条件③、④で条件①と比べ膝の痛みが悪化する者はいなかった。



第7図 電気刺激の印加条件ごとの膝の痛み
Fig. 7 Knee pain for each electrical stimulation

〔2〕長期における検証

膝痛軽減効果を長期検証した（本モードを使用する群をWI群とした）。なお、被験者に対し、試験内容を事前に説明し、同意書にて承諾を得た。

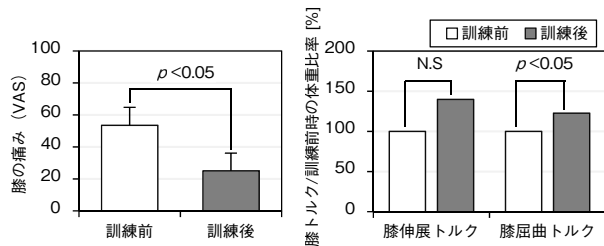
〔検証条件〕

- 対象：WI群 14名（男性3名，女性11名 平均69.1歳）
- 頻度：週3回，期間：3箇月間（36回）
- 方法：理学療法士の監視下で各自のペースで30分間歩行
- 電気刺激の印加条件：膝痛緩和モード（条件②）
- 評価方法：4.2〔1〕項の評価内容に加え、膝の痛み評価を実施した。
- 膝の痛み評価（WI群で膝痛者のみ実施）：Visual Analogue Scale（以下、VAS）を実施した。VASとは最も膝の痛いときを100として、評価する方法であり、一般的に整形外科の臨床で用いられる。

〔検証結果〕

結果を第8図に示す。WI群は膝痛者が8名おり、膝の痛み（VAS）は訓練前平均53.5から平均25.0と有意に減少した。また、膝伸展トルクは、訓練前後で39.8%増加したが有意差は認められなかった。また、膝屈曲トルクにおいては訓

練前後で有意に22.7%増加し、屈曲筋力の改善を認めた。



第8図 訓練前後のVAS (左) と膝伸展トルク、膝屈曲トルク (右)
Fig. 8 VAS (left), knee torque of extensors and flexors (right)

4.3 考察

WM群は伸展筋力が有意に増加し、WI群の筋力は増加傾向にあるが、有意ではない。従来研究[4]で単なる電気刺激でも筋力が増加するが、HTPではさらに効果的に筋力が増加することが知られており、今回も同様の結果が得られた。WM群はHTPとして作用していると考えられる。一方、WI群のなかで膝痛者は8名であったが本機器をつけることで膝の痛みが軽減している。これは、接地直前から電気刺激が印加されることで膝関節の動揺を抑制し、安定性が高まった可能性があると考えられる[7]。

5. まとめ

歩行中の大腿部の動作をセンシングし、大腿部の筋肉に電気刺激を印加するタイミングを判別するアルゴリズムを構築し、かつそれを具現化する機器を開発した。

訓練効果から、HTPの考えに基づいた伸びる筋肉に刺激をする筋力増強モードは、大腿部の筋力増強の効果を確認した。また、接地直前に刺激する膝痛緩和モードは、膝の痛みの軽減効果を確認した。

以上より、本機器で膝関節周りを無理なく鍛えることを実証した。今後、「人生100年時代」を迎えようとする今、加齢による筋力低下や、体を鍛えたいが膝に悩みを抱える人々に対し、本機器は健康寿命の延伸に貢献可能と考える。

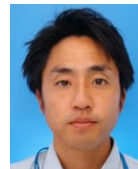
参考文献

- [1] 吉村典子, “変形性関節症の疫学研究～大規模コホート研究ROADより～,” CLINICAL CALCIUM, vol. 19, no. 11, pp. 1572-1577, 2009.
- [2] Van Baar ME et al., “Effectiveness of exercise therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee,” a systematic review of randomized clinical trials, Arthritis Rheum, vol. 42, no. 7, pp.1361-1369, 1999.
- [3] Rooks D.S et al., “Self-paced resistance training and walking exercise in community-dwelling older adults, effects on neuromotor

performance,” J Gerontol A Biol Sci Med Sci., vol. 52, no. 3, pp. M161-M168, 1997.

- [4] Yanagi T et al., “Agonist contractions against electrically stimulated antagonists,” Arch Phys Med Rehabil, vol. 84, issue 6, pp. 843-848, 2003.
- [5] Matsuse et al., “Hybrid-Training Method Increases Muscles Strength and Mass in the Forearm without Adverse Effect of Hand Function in Healthy Male Subjects,” The Kurume Medical Journal, vol. 57, issue 4, pp.125-132, 2010.
- [6] Takano Y et al., “Increasing muscle strength and mass of thigh in elderly people with the hybrid-training method of electrical stimulation and volitional contraction,” Tohoku J. Exp. Med., vol. 221, no. 1, pp. 77-85, 2010.
- [7] Hagood S et al., “The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity,” Am J Sports Med., vol. 18, no. 2, pp. 182-187, 1990.

執筆者紹介



市村 亮 Ryo Ichimura
アプライアンス社 技術本部
Engineering Div., Appliances Company