

[研究助成 (A)]

骨格筋電気刺激と人間の適応性を活用した 身体動作変容システムの開発

2251028



研究代表者
(助成金受領者)

京都大学
大学院人間・環境学研究科

准教授

萩 生 翔 大

[研究の目的]

本研究の目的は、骨格筋への電気刺激を用いて身体動作を変容させるシステムを開発し、人間と機械の協調によって目的に応じた動作獲得を促進する可能性を検証することである。

リハビリテーションやスポーツの分野では、身体運動を支援するためのさまざまなシステムが用いられてきた。従来の運動支援システムでは、外部機械が人間の身体運動を補助・代替する機械主導型のアプローチが多く採用されてきた(図1)。例えば、外骨格型ロボットや機能的電気刺激は、運動機能の回復、再建、あるいは運動出力の補助を目的として発展してきた。骨格筋電気刺激を用いた動作制御に関する研究も、これまで主にリハビリテーション分野における運動機能回復や再建、またトレーニング分野における筋力向上を目的として進められてきた(Peckham and Knutson, 2005)。さらに、制御工学的アプローチによって運動の転写技術も提案されているが、その多くは装置が動作を

直接補助する機械主導型のシステムを基盤としている。

これに対して本研究では、骨格筋電気刺激を単に動作を補助する手段としてではなく、身体に対する外乱として利用する点に特色がある。すなわち、電気刺激によって生じる力に対して、被験者自身が筋出力や関節運動を調整することで、新しい運動環境に適応し、結果として身体動作を変容させることを目指した。この点において、本研究は、外部装置が運動を一方的に補助するシステムではなく、人間が自らの適応能力を用いて機械的外乱に応答し、動作を変化させることを促すシステムの開発を目指すものである。

学術的には、本研究は骨格筋電気刺激を用いた動作制御技術と、人間の運動適応・運動学習に関する基礎研究を接続する位置付けにある。人間の運動制御や運動学習に関する基礎研究では、人間がさまざまな環境変化に対して短時間で適応できる能力を有することが示されてきた(Krakauer et al., 2019)。しかし、これまでの研究は、上肢到達運動や歩行動作などを対象として、運動の適応性そのものを調べるものが中心であり、目的に応じた動作変容を促す実用的なシステムとしての検証は十分ではなかった。本研究は、既存の運動制御・運動学習研究で得られてきた基礎的知見を、身体動作の変容を促す技術として発展させることを目指すものであり、基礎研究と社会応用をつなぐ意義を有している。

本研究では、その基礎的検証として、骨格筋

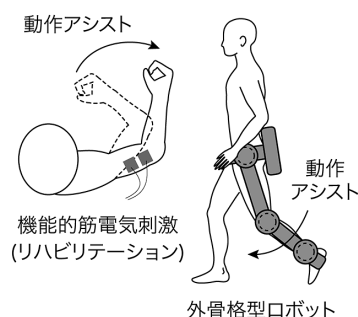


図1 機械主導型の手法

電気刺激によって生じる外乱に対して、被験者がどのように動作を変化させるかを検証した。対象動作には、比較的単純でありながら、下肢関節間の協調が成績に影響する垂直跳び動作を用いた。垂直跳び中に足関節底屈方向の力発揮と干渉する外乱を与えることで、被験者が下肢関節の力発揮パターンをどのように調整するかを明らかにした。

[研究の内容, 成果]

本研究では、まず、骨格筋電気刺激を用いた動作変容システムの基盤を構築した。具体的には、既存の電気刺激装置、動作計測システム、床反力計を統合し、垂直跳び動作中に骨格筋電気刺激を提示できる実験システムを構築した。その後、構築した実験システムを用いて、電気刺激によって生じる外乱に対して被験者がどのように動作を変化させるかを検証した。

動作変容システムの構築

システムでは、パソコン上の制御ソフトウェアで生成したパルス波を、データ収集デバイス(USB-6363, National Instruments, Austin, TX, USA)を介してアナログ出力し、パルス発生装置(ULI-100, Unique Medical Co., Ltd., Japan)から電気刺激パルスとして出力した。制御ソフトウェアはLabVIEW(National Instruments, Austin, TX, USA)を用いて作成し、刺激パルスが動作開始のタイミングを統制するためのビーブ音と同期して任意のタイミングで出力されるよう設計した。電気刺激パルスは二相性の矩形波とし、刺激周波数を20 Hz, パルス幅を500 μ sとした。また、刺激強度は被験者ごとに調整できるようにした。さらに、電気刺激、床反力、動作計測システムのデータを同期して記録できるようシステムを構成した。

本研究では、両脚の前脛骨筋(脛の前の筋)を刺激対象筋とした。前脛骨筋への電気刺激により足関節背屈(つま先が上がる)方向の力を

生じさせることで、通常の垂直跳びに必要な足関節底屈(つま先が下がる)方向の力発揮と干渉する外乱環境を作り出した(図2)。これにより、被験者は通常とは異なる力学的条件下で跳躍動作を行うことになり、その環境に適応する過程で、下肢関節の力発揮パターンを変化させることが期待された。

実証実験

構築したシステムの基礎的な実証実験として、健常成人男性6名を対象に、垂直跳び動作中の電気刺激外乱に対する動作変化を検証した。被験者の年齢、身長、体重はそれぞれ 24.7 ± 2.9 歳, 173.2 ± 3.7 cm, 73.1 ± 9.0 kgであった。実験は、京都大学大学院人間・環境学研究所の倫理委員会の承認を得て実施し、被験者には実験内容を説明した上で参加の同意を得た。

被験者には、床反力計(TF-4060; Tech-Gihan, Co., Kyoto, Japan)の上でスクワットジャンプを繰り返し実施するよう指示した。足幅は各被験者が跳びやすい幅とし、手は体の前で交差して組むようにした。初期姿勢は膝関節約90度屈曲位とし、臀部の下に設置したバーに軽く触れる高さを基準として、毎試行の初期姿勢を統一した。被験者には、反動を用いず、中腰姿勢からできるだけ高く真上に跳躍すること、また試行中に意図的に跳び方を大きく変えないことを指示した。各試行後には、床反力データから力積法によって算出した重心の跳躍高を画面上

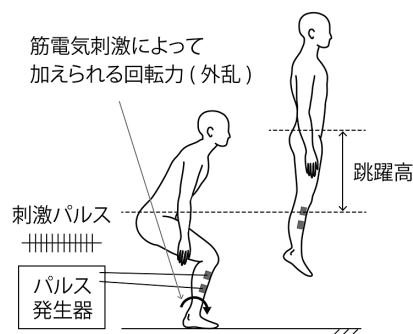


図2 人間主導の動作変容システムの基盤となる筋電気刺激を用いた外乱印加システム

に提示し、被験者が自身の跳躍成績を確認できるようにした。

各試行では、まず被験者に手を前で組んだ状態で静止するよう指示し、その後、実験者の合図で臀部がバーに軽く触れるまで腰を落とさせた。臀部がバーに触れるとピープ音が4回提示され、被験者には3回目のピープ音に合わせて跳躍するよう指示した。電気刺激試行では、両脚の前脛骨筋に表面電極パッド (5 × 9 cm, PALS[®], Axelgaard Manufacturing Co., Ltd., USA) を貼付し、電極パッドを介して電気刺激を与えた。刺激強度は、被験者がスクワット姿勢を維持できる最大強度に設定した。

実験は、ウォーミングアップを含む練習試行10試行を行った後、電気刺激を与えないベースライン試行10試行、前脛骨筋への電気刺激を伴う学習試行20試行、電気刺激を与えないポスト試行10試行の順に実施した。ベースライン試行とポスト試行を比較することで、電気刺激を伴う学習経験によって、刺激がない状態での跳躍動作がどのように変容したかを評価した。

実験中は、床反力および身体各部の関節位置座標を記録した。記録したデータから、跳躍高、関節角速度、関節モーメントおよび関節パワーを算出した。跳躍高は、静止立位時の左右上後腸骨棘中央点の高さを基準とし、跳躍動作中における同点の最大鉛直変位として算出した。関節モーメントは、床反力および関節位置座標に基づく逆動力学計算により算出した。身体部分の質量、質量中心位置および慣性モーメントなどの身体部分慣性特性については、日本人アスリートを対象に推定された先行研究の値を用いた (Ae et al. 1992)。関節パワーは、各関節モーメントと対応する関節角速度との積として算出した。さらに、跳躍の推進局面における各関節の正の仕事を算出し、股関節、膝関節および足関節の正の仕事の総和に対する各関節の割合を、正の仕事の貢献度として定量した。

結果として、電気刺激を伴う学習試行の初期

には、ベースライン試行と比較して跳躍高の低下が観察された。しかし、その後は試行を重ねるにつれて跳躍高が徐々に増加した。これらの結果は、前脛骨筋への電気刺激によって一時的に跳躍動作が妨げられた一方で、被験者が電気刺激によって生じる外乱環境に対して、試行を重ねる中で動作を調整した可能性を示している。さらに、ベースライン試行と、電気刺激を取り除いたポスト試行における跳躍高を比較したところ、ポスト試行において跳躍高の増加が観察された (図3)。この跳躍高の増加は、電気刺激による外乱環境下で生じた運動適応の後効果を反映していると考えられる。

次に、電気刺激を伴う学習試行の前後で生じた跳躍動作の変容、および関節における力発揮パターンの変化を明らかにするため、関節運動、関節モーメントおよび関節パワーを比較した。関節角速度については、ポスト試行において股関節伸展速度および足関節底屈速度のピーク値がやや減少する傾向が観察された (図4A)。一方、膝関節伸展速度のピーク値には大きな変化は認められなかった。しかし、関節力学的な解析では、特徴的な変化が観察された。まず、関節モーメントについて、股関節伸展モーメントおよび足関節底屈モーメントが減少し、膝関節伸展モーメントが増加した (図4B)。関節パワーについても同様に、股関節および足関節の貢献が低下し、膝関節の貢献が増加する傾向が観察

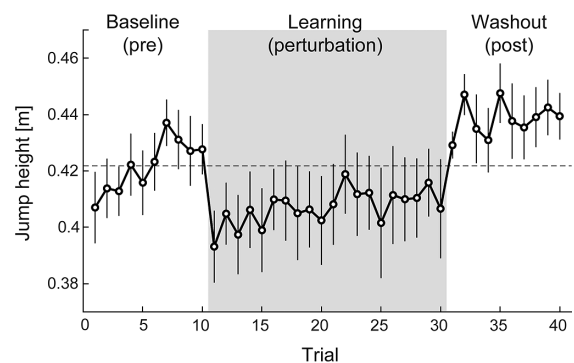


図3 全試行における跳躍高の推移。丸は全被験者の平均値、エラーバーは標準誤差を表している。灰色の編みかけは、学習試行の区間を示している。

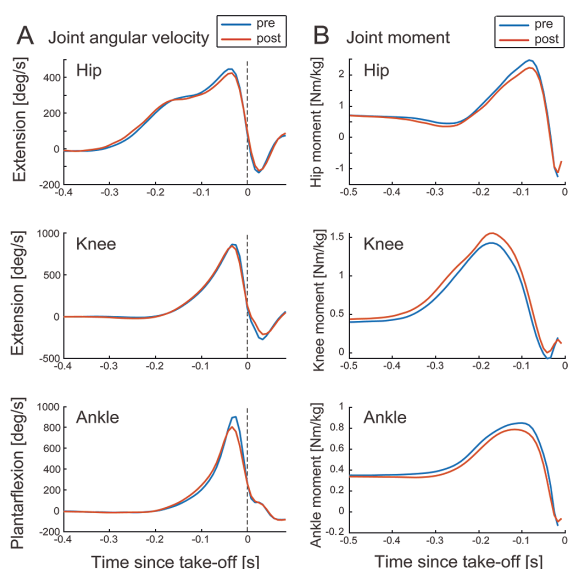


図4 各関節の角速度 (A) と関節モーメント (B)
青い線はベースライン (プレ) 試行, 赤い線はポスト試行における全被験者の平均値を示している。横軸は、離地を基準とした時刻である。

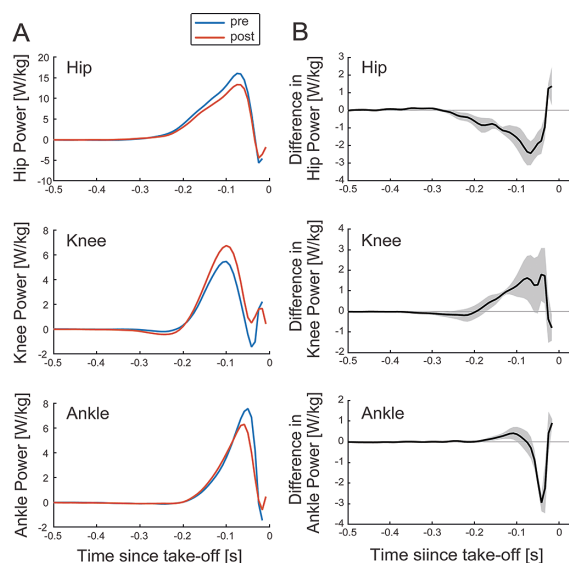


図5 (A) 各関節のパワー。青い線はベースライン (プレ) 試行, 赤い線はポスト試行における全被験者の平均値を示している。横軸は、離地を基準とした時刻である。(B) プレ試行からポスト試行への各関節のパワーの変化。実線は全被験者の平均値, 灰色の編みかけは標準誤差を表している。

された (図5)。さらに、正の仕事の貢献度を比較したところ、股関節および足関節における貢献度は減少し、膝関節における貢献度は増加した。

前脛骨筋への電気刺激は足関節背屈方向の力を生じさせるため、スクワットジャンプにおける足関節底屈方向の力発揮を阻害する外乱として作用したと考えられる。そのような条件下で、ポスト試行において膝関節伸展モーメント、膝関節パワー、および膝関節の正の仕事の貢献度が増加したことは、被験者が足関節や股関節に依存した力発揮様式から、膝関節の貢献を相対的に高める力発揮様式へと動作を再調整した可能性を示している。

以上の結果は、前脛骨筋への電気刺激を伴う跳躍練習によって、刺激を伴わない条件下においても跳躍動作および関節間の力発揮パターンが変化したことを示している。すなわち、本研究で構築したシステムは、骨格筋電気刺激を単なる運動補助として用いるのではなく、身体に対する外乱として用いることで、被験者自身の運動適応を誘導し、関節間協調の変化を引き出

せる可能性を示した。本研究の成果は、外部装置が動作を直接作り出すのではなく、人間が外乱に応答して自ら動作を変化させることを促す、新しい動作変容支援システムの基盤となるものである。

今後の課題と展望

本研究では、前脛骨筋への電気刺激を伴う跳躍練習の前後で、刺激を伴わない条件下における跳躍高および関節間の力発揮パターンに変化が観察された。一方で、本研究では電気刺激を伴わずに同じ試行数の跳躍練習を行う対照条件を設定していない。そのため、今回観察された動作変容や跳躍高の増加が、電気刺激外乱への適応によって生じたものなのか、あるいは試行の反復、跳躍課題への慣れ、跳躍高フィードバックなどによって生じたものなのかを厳密に分離することはできない。この点は、本研究の重要な課題である。

一方、跳躍動作を反復すると疲労によって跳躍高が低下する可能性も大いに考えられるが、ポスト試行において跳躍高の増加が観察され

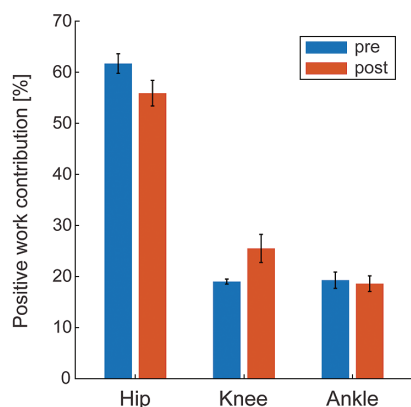


図6 正の仕事の関節ごとの貢献度の割合。赤いバーがベースライン（ブレ）試行、青いバーがポスト試行における平均値、エラーバーは標準誤差を表している。

た。したがって、今回の結果では、前脛骨筋への電気刺激を伴う外乱が、下肢関節間の協調様式を変化させ、刺激を伴わない跳躍動作にも影響を及ぼした可能性が高いと考えている。今後は、電気刺激を与えない対照条件や、刺激タイミング・刺激強度を変化させた条件を設定し、電気刺激外乱そのものが動作変容に及ぼす効果をより厳密に検証する必要がある。

また、本研究では対象動作をスクワットジャンプに限定し、刺激対象筋を前脛骨筋とした。スクワットジャンプは、下肢関節間の協調が跳躍成績に反映されやすい動作であり、本システムの基礎的検証に適した課題であった。一方で、本研究で提案する方法は、表面電極パッドの貼付位置を変更するだけで、対象筋や対象動作を比較的柔軟に変更できるという利点を有する。

今後は、歩行やスポーツ動作など、より多様な動作に本手法を適用し、電気刺激外乱によって誘導される運動適応が、動作の種類や刺激対象筋によってどのように異なるかを検証する必要がある。

また、ポスト試行で観察された変化が一過性のものなのか、一定期間保持される学習効果なのかについても検証する必要がある。そのためには、刺激後の保持テストや、別の日に再測定を行う追跡実験を実施することが有効である。

以上の課題は残されているものの、本研究は、骨格筋電気刺激を身体動作の直接的な補助ではなく、運動適応を誘導するための外乱として利用できる可能性を示した。今後、対照条件を含む実験デザインを整備し、対象動作や刺激対象筋を拡張することで、本手法は、リハビリテーション、スポーツトレーニング、技能獲得支援などに応用可能な動作変容システムへと発展する可能性がある。

[参考文献]

- Ae M., Tang H.P., & Yokoi T. (1992). Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes. *Biomechanisms*, 11, 23-33.
- Krakauer J.W., Hadjiosif A.M., Xu J., Wong A.L., & Haith A.M. (2019). Motor learning. *Compr Physiol.*, 9(2), 613-663.
- Peckham P.H., & Knutson J.S. (2005). Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annu Rev Biomed Eng.*, 7, 327-360.