

〈特別寄稿〉

## 立ち上がり動作における大腿四頭筋の筋疲労と股関節と足関節の 関係性

田中 千陽<sup>1)</sup>, 阿部 馨太郎<sup>2)</sup>, 右近 海都<sup>3)</sup>, 堺 結香<sup>4)</sup>,  
杉本 悠斗<sup>5)</sup>, 辻岡 駿<sup>6)</sup>, 平子 陽菜<sup>7)</sup>, 柴山 靖<sup>1)</sup>,  
椿井 裕樹<sup>1)</sup>, 小出 益徳<sup>1)</sup>, 大塚 亮<sup>1)</sup>, 田中 宏明<sup>1)</sup>

### 要旨

本実験では、大腿四頭筋の筋力低下が起こった高齢者を想定し、健常者の大腿四頭筋を疲労させることによって立ち上がり動作時の筋活動と股関節と足関節の角度の関係性を考えるとともに立ち上がりの時間の変化について検討した。筋疲労後の立ち上がりでは、疲労後の筋活動は内側広筋、外側広筋とも有意に減少したが、股関節屈曲や足関節背屈の角度には疲労前後で変化を認めなかった。立ち上がりの時間は疲労後で有意に短縮し、相別では 3 相の時間が有意に減少した。このことから大腿四頭筋の筋疲労は起こったが、健常者での局所の筋疲労であったため、立ち上がり動作時の角度変化までは起こらなかった。また延長すると思われた時間は短縮し、高齢者のような立ち上がりを再現することは困難であった。

**キーワード** 立ち上がり 大腿四頭筋 筋疲労 股関節屈曲角度 足関節背屈角度

### はじめに

現代の日常生活において移動動作は非常に重要であり、特に歩行については身体状況が許す限り最も獲得を希望としている動作である。歩行を行う前の立ち上がり動作は、基本動作を構成する要素の 1 つであり、日常生活において繰り返し行われている頻度の多い動作である。また座位から立位に至るまでの継ぎ動作であり、日常生活において立位・歩行を行うための準備動作ともいえる重要な動作でもある。立ち上がり動作は、殿部および大腿部と足部よりつくられた広い支持基底面から足部のみの狭い支持基底面への移行が要求される力学的に難易度の高い動作である。また、座位から立位に向かう過程の動作であり、立位になるにつれて支持基底面は小さくなり、活動の自由度は小さくなる。逆に支持基底面が小さくなるとバランスをとるために、筋を協調的に活動させる必要がある。疾患などによって高齢者が一度臥床を余儀なくされ

- 
- 1) ユマニテク医療福祉大学校 理学療法学科 2) 宮の里ミタスメモリアルホーム  
3) 前原整形外科リハビリテーションクリニック 4) 岡波総合病院 5) 富田浜病院  
6) 榊原温泉病院 7) 介護老人保健施設いこいの森

ると、廃用性の筋力低下が起こり、立ち上がりが困難になることより臨床現場でも立ち上がり練習を目にする機会が多い。そこで我々は、健常者の大腿四頭筋を疲労させた状態で、立ち上がり動作時の股関節や足関節の角度、大腿四頭筋の活動状態や動作時間の特性について検討した。

## 対象と方法

### a.対象者

ユマニテク医療福祉大学校に在籍している膝関節、足関節に既往のない男性 9 名に対し実験を行った。身長は下肢の長さを統一するため、 $170 \pm 5$  cm とした。被検者の平均年齢は  $19.9 \pm$

2.0 歳であった。なお、実験を開始するにあたってすべての被検者に本研究の目的や、方法、危険性などを十分に説明し、本研究への参加の同意を得た。

### b.実験用具

①立ち上がり動作には高さ 40 cm の起立訓練用腰掛を用い、ビデオ撮影と筋活動解析にはビデオカメラ（日本ビクター株式会社）、レーザーポインター、フットスイッチ、表面筋電図 MQ16（キッセイコムテック社製）を用いた。

②筋疲労運動はバイオデックス system3 の椅子と、4 kgの重錘を用いた。

③立ち上がり筋疲労時の筋活動の解析のために前述したもの他に、携帯電話付帯のビデオと解析ソフト BIMUTAS-II（キッセイコムテック社製）、ImageJ（フリーソフト）、avi2jpg（フリーソフト）、Clone2Go Video Converter（フリーソフト）を用いた。

## 実験手順

### ① 立ち上がり

被検者には高さ 40 cm の起立訓練用腰掛けに、上肢を胸の前でクロスし股関節 90° 膝関節 90° 足関節 0°で座位姿勢をとってもらった。内側広筋、外側広筋に表面筋電図測定装置（以下 筋電図）を貼付し、ビデオカメラにて 4 m 19 cm 離れたところから立ち上がり動作を側方から撮影した（図 1）。内側広筋の貼付位置は、上前腸骨棘と膝関節裂隙を結んだ線の 80 % の位置とし、外側広筋は上前腸骨棘と膝蓋骨を結んだ線の 2/3 の位置とすることで、線維走行に沿い筋腹に貼付した（図 2）。後にビデオにより角度測定が行いやすいように肩峰、大転子、外側上顆、外果に計 4 個のマーカーを貼付した。立ち上がりは疲労前と疲労後の計 2 回行った（図 3）。

### ② 筋疲労

大腿四頭筋を疲労させる方法としてバイオデックス system3 の椅子に移動してもらい、体幹はバイオデックス system3 に付属しているベルトで固定した。また両上肢は胸の前で組むこととした。両下肢の下腿遠位部に 4 kg の重錘を巻き、両膝関節完

全伸展した状態で保持し、両膝関節完全伸展位より  $10^{\circ}$  屈曲したら疲労とし、その後、Borg Scale を用いて主観的疲労度を確認した。

### ③ 撮影方法

動画撮影はビデオカメラ（日本ビクター株式会社）を使用し、起立訓練用腰掛けから 4 m 19 cm 離れた場所に設置した（図 1）。また立ち上がりの際に殿部離床から両膝関節伸展途中での両膝関節の動揺をみるため、前面から携帯電話のカメラ機能を使用し動画の撮影を実施した。始めにビデオとレーザーポインターを開始する。「はい」という掛け声と同時に筋電図をスタートし、ポインターのライトを消すことで動作開始がわかるようにした。掛け声を聞いた被験者は立ち上がり動作を開始し、殿部離床した際にフットスイッチがオフとなることで、殿部離床が筋電図上でわかるようにした。被験者が股関節、膝関節を完全伸展したところで動作終了とした（図 4）。

### ④ 解析方法

ビデオカメラで撮影した筋疲労前後の立ち上がり映像のファイル形式をフリーソフト Glone2Go Video Converter を用いて MTS から avi に変更し、さらにフリーソフト avi2jpg を用いて動画を 0.04 秒ごとに区切った静止画に変更した。静止画と筋電図によるデータを一致させるため、ポインターの光が消えたところを動作開始時とし、フットスイッチが切れたところを 1 相の終わり、静止画上で膝関節伸展開始時を 2 相と 3 相の境目とし、膝関節完全伸展位となった所を 3 相の終わりと規定した。関節角度の計測はフリー画像処理ソフトウェアである ImageJ を用いた。関節角度は矢状面の関節角度を対象とし、股関節最大屈曲角度、足関節最大背屈角度を計測した。各関節は、端座位時のマーカー 4 点より、その結んだ線から各関節角度を求めた。その各相において筋疲労前後での関節角度を比較した。

筋活動の測定は、筋電図を用いて行った。得られた筋電図波形は全波整流を行い、1 相、2 相、3 相に分け、立ち上がり動作を各相について積分筋電図として 0.04 秒毎に数値を算出した。統計処理は excel により対応のある  $t$  検定を用い、有意水準は 5 % とした。

## 【結果】

運動直後の Borg scale は  $16.2 \pm 2.0$  であった。立ち上がり動作における股関節屈曲角度は疲労前後で差はみられなかった。また足関節背屈の角度も疲労前後で変化は認められなかった。また、前額面上でも膝の内外反に大きな変化は認められなかった。立ち上がり動作の時間は疲労前後で有意に短縮し、相別では 1, 2 相での変化は認められなかったが 3 相の時間が有意に短縮していた。疲労前後の筋活動は内・外側広筋ともに減少したが、相別では、2 相の内側広筋のみ有意に減少していた。前面から撮影した映像では 3 名に内側への軽度の動揺がみられたものの、内外反への大きな角度

の変化はみられなかった。

## 1. 角度

### ・ 股関節

筋疲労前と筋疲労後それぞれの立ち上がり動作に要した股関節最大屈曲角度を図 5 と表 1 に示した。対応のある  $t$  検定を行った結果、有意差は認められなかった。

### ・ 足関節

筋疲労前と筋疲労後それぞれの立ち上がり動作に要した足関節最大背屈角度を図 5 と表 2 に示した。対応のある  $t$  検定を行った結果、有意差は認められなかった。

## 2. 筋疲労

### ・ 内側広筋

筋疲労前と筋疲労後それぞれの立ち上がり動作時の内側広筋の筋放電量を図 6 と表 2 に示した。全体を比較した結果、内側広筋の疲労前が  $147.9 \pm 38.9$  mV, 疲労後が  $113.7 \pm 47.3$  mV であり、疲労後で有意に減少していた。また、各相の筋放電量では第 2 相の疲労後は疲労前と比べ有意に減少していた。

### ・ 外側広筋

筋疲労前と筋疲労後それぞれの立ち上がり動作時の外側広筋の筋放電量を図 6 と表 3 に示した。全体を比較した結果、外側広筋の疲労前が 146.1 mV, 疲労後が 129.5 mV であり、疲労後が有意に減少していた。

## 3. 時間

筋疲労前と筋疲労後それぞれの立ち上がり動作に要した時間の比率を図 7 と表 4 に示した。全体を比較した結果、疲労前が 2.2 秒, 疲労後が 2.1 秒と立ち上がり動作全体では有意に短縮していた。また、3 相の時間は有意に短縮していた。

## 考察

立ち上がり動作は座位から立位に至るまでの継ぎ動作であり、日常生活において立位・歩行を行う為の準備動作ともいえる重要な動作である。しかし、殿部および大腿部と足部よりつくられた広い支持基底面から足部のみの狭い支持基底面への移行が要求される、力学的に難易度の高い動作でもある。立位に近づくにつれて支持基底面が小さくなり、身体重心は重力に抗して上方移動する。つまり、狭小化した支持基底面内でのバランス活動と身体重心を上方移動させるだけの筋力が要求される。言い換えると立ち上がりを滑らかに行うために、動作中の身体重心抑制と関節運動の双方を行うた

めに各部位の筋肉が刻々と変わる力学的要求に瞬時に応える筋出力を出しながら、協調的に活動しなければならない。このことから、立ち上がり動作は体の多くの筋のパワーと協調性が要求される動作である。高齢者が臥床を余儀なくされると廃用性の筋力低下や機能不全が起こり、立ち上がり動作を行うことが困難になる。そのため、臨床現場でも立ち上がり練習を目にする機会が多い。今回、我々は高齢者の立ち上がりモデルを再現して、その動作特性を確認し、その上で効率の良い立ち上がりを行うための運動を考案できないかと考え、まず健常者の大腿四頭筋を疲労させた状態で、立ち上がり動作時の股関節や足関節の角度、大腿四頭筋の活動状態や動作時間の特性を確認するため、今回の研究を行った。

一般的に立ち上がりは 3 相に分けられる。第 1 相は座位姿勢から殿部が離床するまでの区間、第 2 相は殿部離床から足関節最大背屈位になるまでの区間、第 3 相は足関節最大背屈位から股関節伸展終了までの区間を指す<sup>1)</sup>。正常な立ち上がり動作では股関節と膝関節が相互的であり、最終の立位姿勢になるまでそれぞれ同程度の角度を維持しながら、伸展運動を行う。膝関節伸展筋群の筋力低下がある場合には、過度な体幹前傾角度によって身体重心が前方へ配置される。そのため、膝関節伸展筋の筋力によって膝関節が伸展することがなく、床反力ベクトルが前方へ移動することで、床反力による外力によって膝関節伸展が可能となり、大腿四頭筋にかかる要求が減少すると言われている<sup>2)</sup>。また星らは、高齢者は運動速度が遅く、第 2 相に時間がかかること、体幹前傾角度が大きくなること、臀部離床時に支持基底面内に身体重心を投影する傾向があり、立ち上がり相で足関節角度の動揺がみられることを報告している<sup>3)</sup>。このことから我々は、大腿四頭筋の筋疲労を起こすことにより、股関節屈曲角度が代償的に増大し、それに伴い足関節背屈角度も増大するのではないかと予測した。また立ち上がり動作時中の筋活動も疲労により減少し、立ち上がり時間は延長するのではないかと予測した。

実験を行った結果、疲労運動前後の筋放電量の結果は内側広筋、外側広筋のどちらも有意な減少を認め、Borg scale は  $16.2 \pm 2.0$  と大腿四頭筋の疲労は起こっていたと推察できる。しかし、股関節屈曲は疲労前  $95.5 \pm 12.7^\circ$ 、疲労後が  $97.3 \pm 8.5^\circ$  と疲労前後で変化はみられなかった。また足関節背屈角度も疲労前が  $13.9 \pm 3.4^\circ$ 、疲労後が  $13.7 \pm 3.2^\circ$  と変化を認めなかった。また、前面からの撮影でも膝の内外反動揺はほとんど起こらなかった。上杉らによると通常の立ち上がり動作を行う際の股関節屈曲角度は、開始肢位が  $76.9^\circ$ 、最大値が  $98.9^\circ$  であり、足関節背屈角度は開始肢位が  $17.8^\circ$ 、最大値が  $26.8^\circ$  とされている<sup>1)</sup>。この運動範囲は股関節が  $22.0^\circ$ 、足関節は  $9.0^\circ$  である。今回の結果を比較したところ、疲労後の股関節屈曲角度は一般的な数値と同様の角度であり、疲労後の足関節は背屈角度が小さい結果となった。そのような結果になった理由として、今回、開始肢位を股関節屈曲  $90^\circ$  と足関節底背屈  $0^\circ$  に設定したこ

と、対象者が健常人で立ち上がり動作を 1 回のみ施行したことが考えられる。一般的に高齢者の場合、臥床期間が長くなると全身の筋力低下が起こり、普段通りに立ちあがろうとしても立ち上がれない経験をする。その経験を経て大腿四頭筋の筋力が低下している状況でも立ち上がるために股関節屈曲を増大させるなどの新たなストラテジーを学習すると考えられる。小島らは、高齢者は離殿時期の身体重心がほぼ支持基底面内に位置し、身体重心の最大水平速度は最も小さい値を示すと述べている<sup>7)</sup>。このことは、体幹を屈曲させることで身体重心を支持基底面に近づけて、力学的に安定した状態から殿部を浮かせることを意味している。今回は開始肢位が股関節 90° 屈曲位であり、かつ対象者が健常人であったため、筋力低下した状態でも立ち上がり動作には大きな影響がなく、立ち上がり動作を 1 度行うだけでは角度の代償など新たなストラテジーを学習する必要がなかったと考えられた。そのため、通常通りの一般的な角度まで曲げ、2 相に移行したと考えられる。また足関節の可動範囲は 13.7° で、上杉らの 9° と比較すると大きい結果であった。これは全体の時間が短縮している中で 2 相の時間だけやや延長していることと併せて考えると、大腿四頭筋が通常通りに働かないことに反応して下腿の前傾を大きくし、重心を前方に変位させようとする動作が起こったのではないかと想定される。

立ち上がりの時間は延長することを予測したが、結果は疲労後に有意に短縮しており、相別では 1 相、2 相では変化がみられず、3 相で有意な短縮を認めた。大森らは高齢者の立ち上がりの特徴として運動速度が遅く第 2 相に時間がかかると報告している<sup>4)</sup>。健常者に比べ高齢者が 2 相に時間がかかる原因として、2 相は、前述したように支持基底面と重心が同時に前方に移動しながら狭い支持基底面に重心を移行させる相であり、筋力や筋協調性が低下した高齢者は刻々と変化する環境に対応できず、安定性を確保するために 2 相が延長することが考えられる。今回は健常者を対象とし、角度変化を起こさない程度の筋力低下であったため、2 相の時間の延長がほとんど起こらなかったと考える。また 3 相は膝を屈曲位から完全伸展まで伸展運動する相である。今回、大腿四頭筋の筋疲労により、膝関節伸展運動が通常よりやや不安定になり、反射的な代償として大殿筋や体幹の伸展筋の活動が活発になり早い立ち上がりにつながったのではないかと推察した。

## まとめ

本実験では、大腿四頭筋の筋力低下が起こった高齢者を想定し、健常者の大腿四頭筋を疲労させることによって立ち上がり動作時の筋活動と股関節と足関節の角度の関係性を考えるとともに、時間の変化について検討した。大腿四頭筋を疲労させたことにより、全体の筋放電量と時間に有意な減少を示した。Borg scale や全体の筋放電量の有意な減少から大腿四頭筋を疲労させる事はできたが、立ち上がり運動の角度に変



化は認められず、また延長すると予測した立ち上がり時間は短縮し、高齢者のような立ち上がりを再現することはできなかった。今後の課題として、今回は大腿四頭筋のみに筋疲労運動の介入と筋活動の計測を行ったが、立ち上がりに関与するほかの筋への介入や筋活動の計測を行う必要があること、立ち上がり回数を増やして各相の分析を細かく行うことが必要であると考えた。

## 謝辞

稿を終えるにあたり、本実験に参加・協力してくださった同校学生の皆様に対して深く感謝申し上げます。

## 文献

- 1) 上杉 雅之監修：動作のメカニズムがよくわかる実践動作分析．医歯薬出版株式会社，東京，p58～65，2016
- 2) 長部 太勇，阿部 友和，阿南 雅也：立ち上がり動作の生体力学的特性と臨床への応用．理学療法，27，(2)，312-320，2010
- 3) 後藤 淳，高田 毅，末廣 健児：立ち上がり動作・力学的負荷に着目した動作分析とアライメント．関西理学療法 2，25-40，2002
- 4) 大森 圭貢，横山 仁志，青木 詩子，笠原 美千代，平木 幸治，山崎 裕司，笹 益雄：高齢者における等尺性収縮伸展筋力と立ち上がり能力の関連性．理学療法学，31，(2)，106-112，2004
- 5) 丸田 和夫：立ち上がり動作における体幹前傾姿勢の類型化，理学療法科学，19，(4)，291-298，2004
- 6) 浅井 葉子，金子 誠喜，大津 慶子：椅子からの立ち上がり動作における体幹前傾角度と下肢関節モーメントとの関係．日本保健科学学会誌，8，(1)，51-58，2005
- 7) 小島 悟，武田 秀勝：高齢者の椅子からの立ち上がり動作—立ち上がり動作能力の低下した高齢者の動作パターン—．理学療法科学，13，(2)，85-88，1998
- 8) 松田雅弘，新田 收他：体幹背部筋疲労前後の立ち上がり動作と体幹・下肢の筋活動の変化．植草学園大学研究紀要，5，113-119，2013
- 9) 安部寛昭：立ち上がり動作時の体幹筋・下肢筋の活動，山口コ・メディカル学院 理学療法学科卒業論文集，6，1-6，2004
- 10) 柳下幸太郎，広瀬統一：骨盤前傾の変化が動作の遅速に及ぼす影響．スポーツ科学研究，10，198-208，2013
- 11) 西嶋 洋：立ち上がり動作における下肢機能の一側優位性について．山口コ・メディカル学院理学療法学科，5，79-84，2003
- 12) 木塚朝博他：表面筋電図．バイオメカニズム学会，東京，2006，pp62～63

13) 石井慎一郎：動作分析臨床活用講座 バイオメカニクスに基づく臨床推論の実践．株式会社メジカルビュー社，東京，2015，pp155 - 160

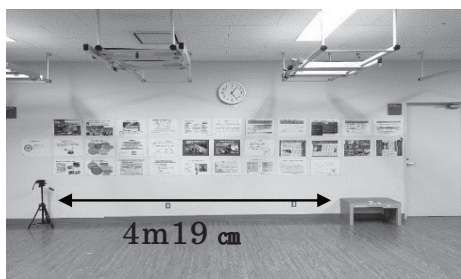


図 1. カメラと起立訓練用腰掛の位置関係

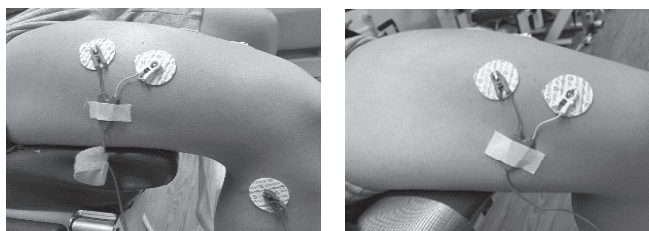


図 2. 電極貼付位置



図 3. 立ち上がり動作の様子

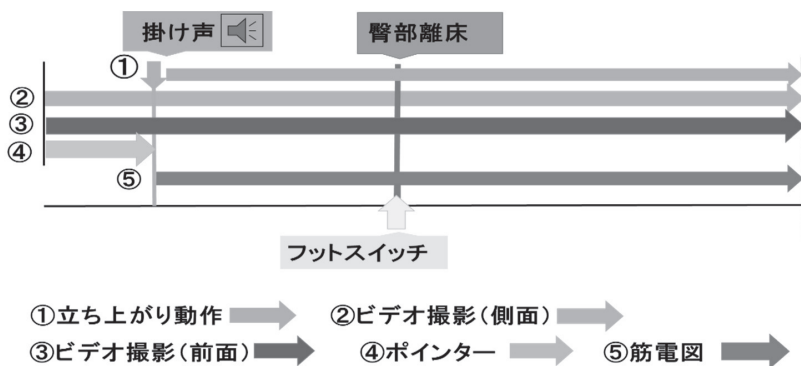


図 4. 撮影方法



表 1．疲労前後の角度

(°)	疲労前	疲労後
股関節	95.5±12.7	97.3±8.5

表 2．疲労前後の角度

(°)	疲労前	疲労後
足関節	13.9±3.4	13.7±3.2

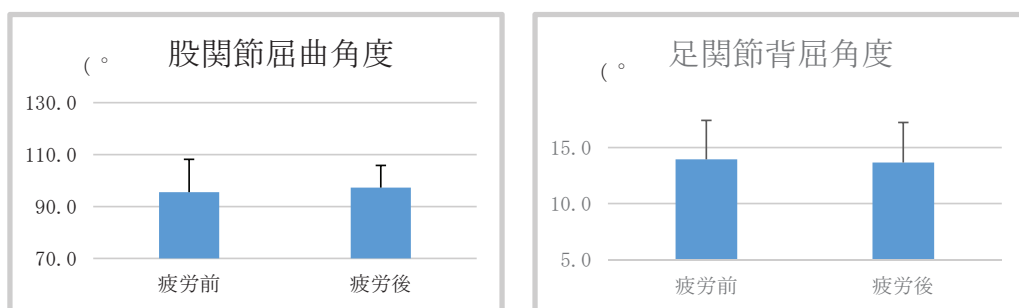


図 5．筋疲労前後の角度変化

表 2．内側広筋

(mV)	疲労前	疲労後
全体	147.9±38.9	113.7±47.3※
1 相	26.9±15.0	19.0±12.0
2 相	44.3±16.1	35.5±17.1※
3 相	80.7±21.2	62.6±24.8

※0.05<P

表 3．外側広筋

(mV)	疲労前	疲労後
全体	146.1±31.5	129.5±27.4※
1 相	14.4±11.5	14.5±6.8
2 相	42.7±15.7	42.6±20.3
3 相	83.3±25.9	71.6±16.8

※0.05<P

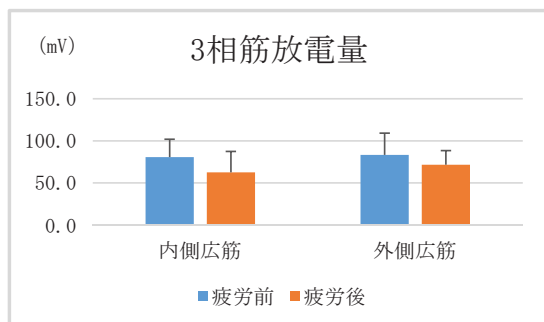
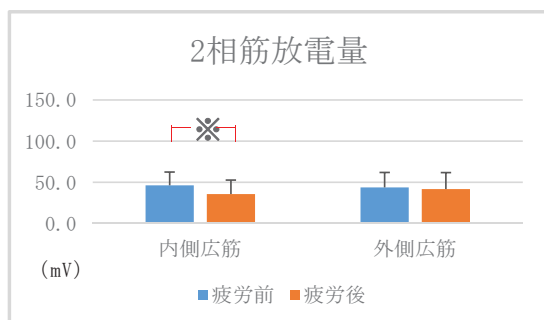
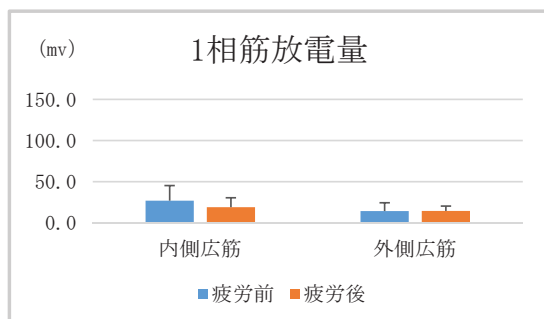
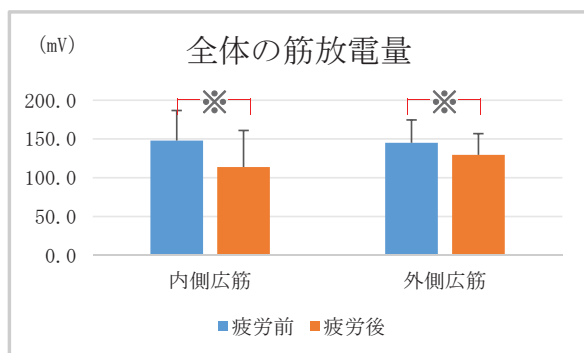
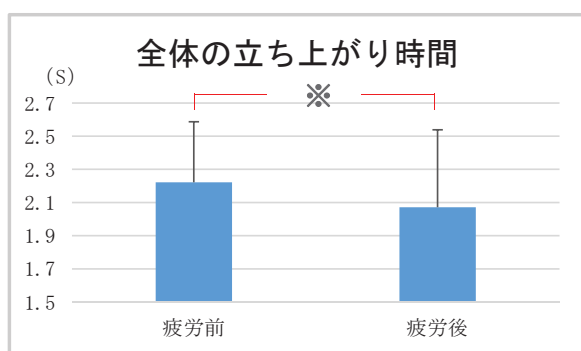


図 6. 疲労前後の筋放電量

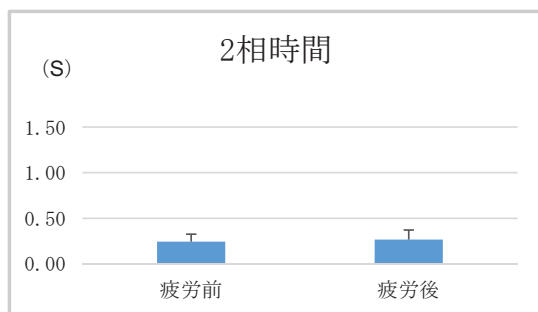
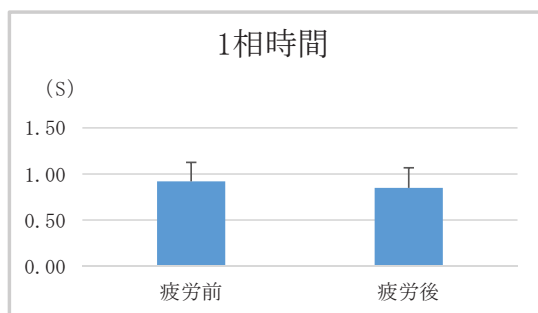
表 4. 疲労前後の立ち上がり所要時間

(秒)	疲労前	疲労後
全体	2.2 ± 0.40	2.1 ± 0.50※
1 相	0.92 ± 0.21	0.85 ± 0.22
2 相	0.24 ± 0.08	0.27 ± 0.10
3 相	1.02 ± 0.22	0.91 ± 0.18※

※0.05 < P



※0.05 < P



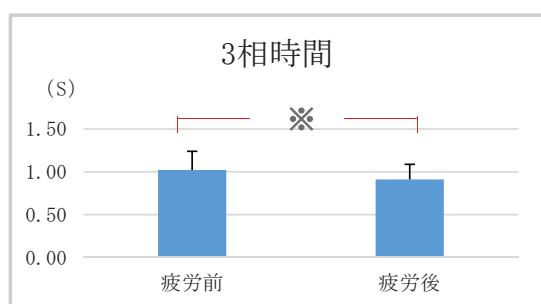


図 7. 疲労前後の時間の変化