

表面筋電位計測と振動デバイスを用いた筋活動状態の提示

小久保 夏実† 近藤 一晃† 中村 裕一† 秋田 純一†† 戸田 真志†††
 櫻沢 繁††††

† 京都大学

†† 金沢大学

††† 熊本大学

†††† 公立はこだて未来大学

1 はじめに

筋肉が収縮する際に発生する電気信号(筋電位)は、人間の運動や動作を内部から直接計測する方法として広く用いられている。代表的な応用例に動作リハビリテーションの支援が挙げられる。筋電位により計測した筋活動を動作者に提示することで、正常なトレーニング運動における筋の使い方や自身の実際の筋活動をわかりやすくまた客観的に把握させることができる [1]。

ただしリハビリ現場で十分実践可能な筋活動提示法はまだ確立されていない。筋活動の提示法には主に視覚情報が使われることが多い [2]。しかし常にモニタを注視しなければならないため動作を阻害する恐れがある。視線を向けなくても筋活動を把握することができる方法として音の利用が提案されているが、音では特に複数筋の活動を伝えにくいことが分かっている [3]。本稿では視覚や聴覚とは異なるモダリティとして触覚に注目し、振動デバイスによる筋活動提示の可能性を検討する。振動デバイスを提示したい部位に接触させることで複数筋への直接提示が可能となるとともに、振動のパラメータを制御することでその他の筋活動特性を伝えることができると考えている。

2 振動を用いた筋活動の提示

2.1 利用想定

振動デバイスを用いた筋活動提示の概要を図1に示す。理学療法士もしくは健側に現れる正常なトレーニング動作を表面筋電位で測定し(A)、患者もしくは患側の同部位に装着した振動デバイスにより提示する(B)。ただし計測信号そのままを振動として提示しても筋活動を把握することは難しいため、信号処理やパターン検出を用いて適切な値に変換した上で振動させる(C)。この仕組みにより正常トレーニング動作における筋の

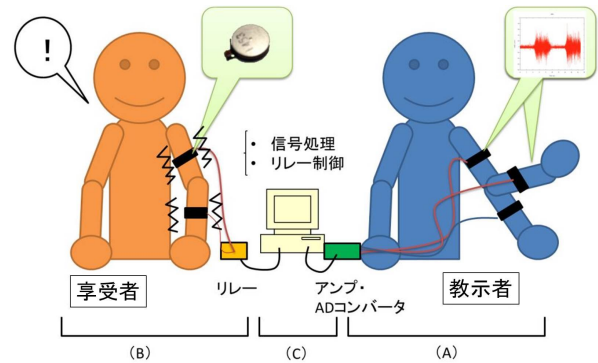


図1: 振動デバイスを用いた筋活動提示の概要

使用法が患側に再現され、どの筋にどのように力をいれれば良いのかが直感的に把握できる。

2.2 筋活動特徴と振動パラメータの対応付け

上記構成における(C)を設計するために、提示すべき筋活動の特徴と利用可能な振動パラメータの対応付けについて考える。リハビリ動作時における提示すべき筋活動の特徴には、力の大きさ・力の発揮速度・力を入れる部位・筋収縮のタイミング・収縮時間の長さ・複数筋の協調度合い、などがある。一方振動を制御するパラメータには、振動の強さ(振幅)・振動デバイスの装着場所・振動のタイミング・振動継続時間・振動周波数・振動パターン、などが挙げられる。

これら振動パラメータを使って各筋活動特徴を提示する方法例を表1に示す。表中の「単調増加関数」は例えば比例や対数のように正の相関があるような関数で筋活動特徴から振動パラメータに変換することを示している。どのような関数形にするべきかは人間の触覚特性にも強く依存する。筋活動・振動は類似したパラメータを多く持つため、基本的にはそれらに対応付けければ直感的なインタフェースが構成できる。特定の振動パターンをに筋活動の特徴に対応付けることも可能であるが、却って直感性が下がることに注意したい。振動パターンは正常動作から大きく逸脱したときや必要以上に力が入っているときの警告に使うなどが現実的と考える。

Display of muscle activities with myoelectric sensing and vibration device

†Natsumi KOKUBO †Kazuaki KONDO †Yuichi NAKA-MURA ††Junichi AKITA †††Masashi TODA ††††Shigeru SAKURAZAWA

† Kyoto University

†† Kanazawa University

††† Kumamoto University

†††† Future University-Hakodate

表 1: 筋活動の特徴 (縦軸) と振動パラメータ (横軸) の対応. ただし効果が低く却って分かりにくいと思われる対応付けに関しては空欄としている.

	振動の強さ	装着場所	振動のタイミング	振動継続時間	周波数	振動パターン
力の大きさ	単調増加回数			単調増加回数	単調増加回数	
力の発揮速度	単調増加回数			単調減少回数	単調増加回数	
力を入れる部位		計測部と同等部位に装着			場所と周波数の対応付け	場所と振動パターンの対応付け
収縮タイミング	厳密なタイミングには強い振動		同期させる			
収縮継続時間	単調増加回数			同期させる	単調増加回数	
複数筋の協調度	単調増加回数		収縮タイミングに準拠		単調増加回数	協調度と振動パターンの対応付け

3 実機を用いた検証

3.1 振動提示デバイスの試作

表 1 で示した対応付けを検証するために筋活動特徴の中でも重要な、力の大きさ・収縮タイミング・収縮継続時間・収縮部位, を提示するプロトタイプを作成した (図 2). 表面筋電位の測定には差動増幅形式のセンサを, 振動提示には回転型のデバイスを用い, リレー回路にて動作・停止の制御を行う. すなわち力の大きさに関しては収縮の有無の二段階となっている. そのため信号処理部では筋電位の振幅に対して平滑化フィルタをかけた後に二値化を行ってリレー回路の制御信号としている. この信号処理はフィルタとして構成されているので収縮タイミング・収縮継続時間ともに筋活動に同期して出力される.

3.2 実機評価

振動提示の性能を確認するために動作教示者・享受者の上腕や前腕に試作機の表面筋電位センサ・振動デバイスを装着して実験を行った. 教示者が種々のタイミングで肘屈曲・掌握動作をしたときの使用感を享受者に述べてもらった結果, どの筋肉をどのタイミングで収縮させれば良いかはわかりやすいとの意見を得た. ただし表層の筋に関しては直感的な対応が付きやすいが, 深層の筋に関しては振動を受けている皮膚と力を入れる筋肉との違いに違和感があることも分かった. また教示者の動作から振動を感じるまでに遅れを感じることも多かった. 信号処理, リレースイッチの動作, 回転数の立ち上がり特性なども原因と考えられるが, そもそも振動してから感覚として知覚するまでに時間がかかってしまうことも大きな理由である. 加えていつ振動が始まったのかに対する感度もあまり高くないことも判明した. このような人間の知覚特性を変化させ

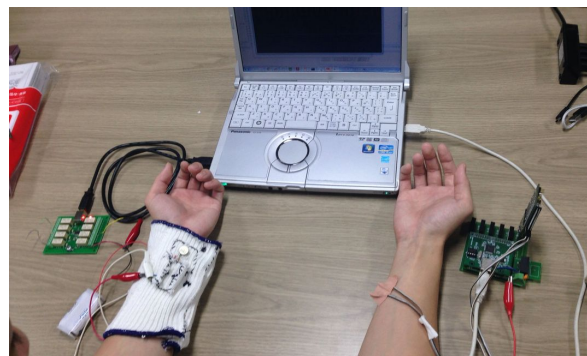


図 2: 振動提示デバイスの試作機

ることは本質的に難しいため, 特に教示者の動作に同期させてトレーニングするような場合には振動デバイスは不向きであるといえる.

4 おわりに

実機を用いた検証により触覚だけでは筋活動特徴のすべてを効果的に提示するのは難しいことが明らかとなった. 特に収縮タイミングは振動デバイスでは伝達しづらい特徴であるため, 他のモダリティで提示することを考えている. すなわち複数のモダリティを組み合わせた系で提示デバイスを構成する. タイミングのような高い時間分解能が求められる特徴に対しては視覚よりも聴覚が優れており, またリハビリ動作を阻害することも少ないため, 現在振動と音の組み合わせについて検討中である.

参考文献

- [1] 朝倉 僚, 宮坂 淳介, 近藤 一晃, 中村 裕一, 秋田 純一, 戸田 真志, 櫻沢 繁, “筋電位計測と画像による姿勢計測を用いたリハビリテーション支援システムの設計”, 電子情報通信学会論文誌, Vol. J97-D, No.1, pp.50-61, 2014.
- [2] 村井 昭彦, 黒崎 浩介, 山根 克, 中村 仁彦, “モーションキャプチャ, EMG, 筋の動特性モデルに基づく筋張力のリアルタイム推定及び可視化”, 第 14 回ロボティクスシンポジウム, 2009.
- [3] 朝倉 僚, 近藤 一晃, 中村 裕一, 秋田 純一, 戸田 真志, 櫻沢 繁, “音を用いた筋電情報の提示 -筋電特徴と音特徴の対応付けと強調-”, 電子情報通信学会:MVE 研究会報告, Vol. 111, No. 38, MVE2011-11, pp. 73-74, 2011.