等尺性収縮時における測定位置と筋音図の関係

○水戸和幸¹, 坂本和義¹, 清水豊¹

¹電気通信大学

Relation between Recording Position and Mechanomyogram (MMG) Properties during Voluntary Isometric Contraction

Kazuyuki Mito¹, Kazuyoshi Sakamoto¹, Yutaka Shimizu¹

¹The University of Electro-Communications

1. はじめに

筋線維は運動神経からの刺激を受けて活動電位を発生し、収縮することで筋張力を生み出す。従来、筋機能評価には筋の電気的信号である筋電図 (EMG) が用いられていたが、近年、筋の機械的振動である筋音図 (MMG) を併用することにより、より詳細な筋機能情報を獲得することが可能となった¹⁾。MMG とは筋線維が収縮する際に、その径が側方向に拡大変形する圧波を意味しており、変位センサーおよび加速度センサー等を用いて計測することが可能であるが、その測定位置は対象とする筋の筋腹上である場合が多い。一般的に EMG の計測では、運動終板や腱付近などの電極位置により得られる結果が異なる場合もあり、MMG の計測においても計測位置における筋振動特性を明確にする必要がある。

本研究では、MMG による筋機能評価の基礎研究として、測定位置と MMG の振幅および周波数特性との関係を明確にすることを目的としている。

2. 実験方法

被験者は健康成人男性 10 名 (23.8±3.4 歳) である。被験者は座位にて、肩関節 0°, 肘関節 90°屈曲、前腕を回外位にし、上腕二頭筋の等尺性収縮を行う。発揮筋力は、最大随意収縮力 (MVC) の 10%, 20%, 40%, 60% であり、持続時間は各 10 秒程度である。発揮筋力は、手首のベルトに付けられた歪みゲージ式ロードセル (TEAC, TU-BR 500N) によって計測した。被験者が一定筋力の維持を確実にするために、計測された筋力信号は、増幅器内蔵の液晶ディスプレイ (TEAC, TD-270) に表示させた。

MMG の導出には一軸の小型加速度センサー (NEC 三栄, 9G111BW) を用い、両面テープにて上腕二頭筋-短頭部に貼付した。この加速度センサーは、縦 4 mm×横 4 mm×長さ 13 mm、重量は 1.3 g と比較的小型で軽量のものである。

加速度センサーは、従来の筋腹付近に 1 個 (ch3), 近位側に 2 個 (ch1, 2), 遠位側に 1 個 (ch4) の計 4 個を 2cm 間隔で配置した (図 1)。

小型加速度センサーにより導出された MMG 信号は、増幅器 (NEC 三栄, 6D07, 1Hz-2000Hz) にて増幅した。増幅された筋力信号および MMG 信号は、分解能 12 ビット、サンプリング周波数 5kHz にて A/D 変換した後に計算機 (PC) に保存した。

図 1: 加速度センサー位置

計測された MMG 信号より、振幅指標として実効値 (Root Mean Square: RMS), 周波数指標として、FFT 法によりパワースペクトルを求め、その平均周波数 (Mean Power Frequency: MPF) を算出した。また、筋収縮振動特性を明確にするために、隣接する加速度センサー間の信号の最大相互相関係数 ($R_{xy}(T_s)$) と最大値が得られる移動時間 (T_s) を求めた。統計処理として、多群間比較には Tukey の検定を用いた。

3. 結果と考察

図 2 は、パワースペクトルの典型例である。スペクトルは、5~80Hz と広い範囲に分布しており、10%, 20%MVC では単峰性 (10Hz 付近にピーク)、40%, 60%MVC では双峰性 (10Hz および 30Hz 付近にピーク) のスペクトル形状となった。各測定位置において、スペクトル形状が大きく変化することはなかった。

図 3 は、各測定位置における発揮筋力と RMS

および MPF の関係である。

RMS および MPF は発揮筋力に依存して増加する傾向が見られた。RMS は、発揮筋力に関係なく、遠位側（Ch4 側）で低くなる傾向が見られたが、統計的な差は認められなかった。MPF は、測定位置によらず各発揮筋力でほぼ一定であった。

図 2: 各センサー位置でのペクトルの一例

図 3: 発揮筋力と RMS および MPF の関係

表 1 は、被験者 10 名における隣接する加速度センサー間で得られる信号間の最大相関係数 ($R_{xy}(T_s)$) と移動時間 (T_s) の平均値と標準偏差である。 $R_{xy}(T_s)$ は、10%~40%MVC で発揮筋力に依存して増加し、60%MVC で減少した。 T_s は発揮筋力に依存して減少した。センサー位置との関係は、 $R_{xy}(T_s)$ 、 T_s ともに近位側

(ch1-2) および筋腹 (ch2-3) で大きく、遠位側 (ch3-4) で小さくなった²⁾。

筋振動の相関係数 $R_{xy}(T_s)$ と移動時間 T_s から筋力の増大に伴い、筋表層付近の速筋の活動が始まり、その振動特性が明確になったことから $R_{xy}(T_s)$ が大きくなり、収縮速度の上昇により T_s が減少すると考えられる。ただし、筋力が 60%MVC 以上になると張力変動による微細振動の影響が大きくなり $R_{xy}(T_s)$ の低下を引き起こすと考えられる。

表 1: MMG 信号間の最大相関係数

Channels	最大相関係数: $R_{xy}(T_s)$ (移動時間: T_s [ms])		
	1-2	2-3	3-4
10%MVC	0.91 ± 0.05 (1.02 ± 0.86)	0.91 ± 0.04 (1.14 ± 0.70)	0.89 ± 0.04 (1.78 ± 1.71)
20%MVC	0.93 ± 0.03 (0.62 ± 0.37)	0.92 ± 0.03 (0.69 ± 0.34)	0.90 ± 0.03 (0.86 ± 0.32)
40%MVC	0.95 ± 0.03 (0.42 ± 0.27)	0.93 ± 0.03 (0.57 ± 0.39)	0.90 ± 0.04 (0.70 ± 0.46)
60%MVC	0.95 ± 0.02 (0.31 ± 0.14)	0.92 ± 0.03 (0.53 ± 0.28)	0.87 ± 0.06 (0.91 ± 0.49)

4. まとめ

本研究では、MMG 測定における基礎研究として、測定位置と MMG の関係を明確にすることを目的としている。

結果として、RMS および MPF ともに測定位置における顕著な違いはなかったが、隣接するセンサー間の波形の相関係数は、筋腹および近位側で大きく、遠位側で減少する傾向が見られた。これらの MMG 信号の諸特性をさらに明らかにすることで、より詳細な筋機能情報を得ることができると考えられる。

参考文献

1) C. Orizio: Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies, Crit Rev Biomed Eng 21, 201-243, 1993.
2) C. Cescon, D. Farina, M. Gobbo, R. Merletti, C. Orizio: Effect of accelerometer location on mechanomyogram variables during voluntary, constant-force contractions in three human muscles, Med. Biomed. Eng. Comput. 42, 121-128, 2004.