

## 筋音図測定における加速度センサとマイクロフォンの比較 Comparison of acceleration sensor and microphone in mechanomyogram measurement

○三澤 隼人, 板倉 直明, 水野 統太, 水戸 和幸 (電気通信大学)  
Hayato Misawa Naoaki Itakura Tota Mizuno Kazuyuki Mito  
(The University of Electro-Communication)

### 1. はじめに

筋機能を客観的に評価する方法として筋音図(MMG)がある。MMGは筋収縮に伴って体表で発生する微細振動を記録した信号であり、筋の組成を反映する特徴がある。MMG測定に用いられる加速度センサは小型で軽量であるため、筋への貼付の容易さが利点とされる一方で、筋発揮時に生じる体振動の影響を受けやすく、体振動成分がMMGに混入してしまうことが課題点として挙げられる[1]。加速度センサを用いたMMG測定を行っているとき、先行研究[2]で報告されている多峰性のパワースペクトル密度(PSD)を示さず、単峰性のPSDを示す傾向がみられることがあり、これは体振動に起因するものと考えられる。マイクロフォンを用いたMMG測定では体振動の影響を受けにくいことが利点ではあるが、その構造が複雑であることが課題点として挙げられる[1][3]。

本研究では、被験筋におけるMMG測定を加速度センサおよびマイクロフォンを用いて行うと同時に体振動を測定し、体振動がMMGに与える影響を客観的に評価することを目的とした。

### 2. 実験

上腕二頭筋を被験筋として、健康成人男性3名(23±1歳)に対して実験を行った。

#### 2.1 実験方法

被験者には、座位の状態ディスプレイに表示される発揮筋力を確認させながら、固定具を用いて右腕肘関節角度90度における等尺性収縮運動を行わせた(図1)。発揮筋力は最大発揮筋力(100%MVC)における20,40,60,80%MVCとし、各条件においてそれぞれ7秒間維持させ、これを3回繰り返した。

#### 2.2 信号計測

被験筋において加速度センサおよびマイクロフォンによるMMGの計測を行い、筋電図(EMG)の計測を被験筋および前腕屈筋上で行った。また、筋力発揮時に揺れの目立った手首における振動を計測した。

従来のMMG研究では皮膚垂直方向のみをMMG成分として扱っていたが、体振動との関連を明確にするために3軸の圧電型加速度トランスデューサ(731Z, TEAC製, 感度 $10.0 \pm 10\%$  [mV/(m/s<sup>2</sup>)], 外形寸法 $10 \times 10 \times 10$  [mm])を上腕二頭筋の筋腹に貼付しMMGを計測した。センサの貼付方向を図2に示す。信号は筋線維直交方向、筋線維平行方向、皮膚垂直方向の3方向より計測し、圧電型トランスデューサ用アンプ(SA-611, TEAC製)を用いて周波数帯域0~1[kHz], 増幅率1000倍で増幅した。マイクロフォン(EM246, Primo製, 感度 $-44 \pm 4$  [dB], 直径5.8 [mm], 高さ2.1 [mm])はケース(空気室直径10 [mm], 高さ5 [mm])[3][4]に

装着し、同様に被験筋筋腹上に貼付しMMGの計測を行った。

EMGは直径8 [mm]の皿電極を2対用い、被験筋近位部および前腕屈筋上に電極間距離1 [cm]で貼付し、双極導出で計測を行った。計測した信号は多チャンネル増幅器(MEG-6108, 日本光電)を用いて周波数帯域5~300 [Hz], 増幅率1000倍で増幅した。

体振動の計測のために手首(尺骨遠位端)に圧電型トランスデューサ(9G111BW, AND製, 感度 $1.8$  [pc/(m/s<sup>2</sup>)], 外形寸法 $4 \times 4 \times 13$  [mm])を地面垂直方向、水平方向にそれぞれ貼付した。計測した信号は、チャージアンプ(6D07, AND製)を用いて周波数帯域0.2~2000 [Hz], 増幅率1000倍で増幅した。

増幅された各信号はA/D変換器(PowerLab, ADInstruments製)を用いて、サンプリング周波数4 [kHz]でA/D変換し取り込んだ。MMGと振動信号にはデジタルフィルタを5~100 [Hz]でかけた。

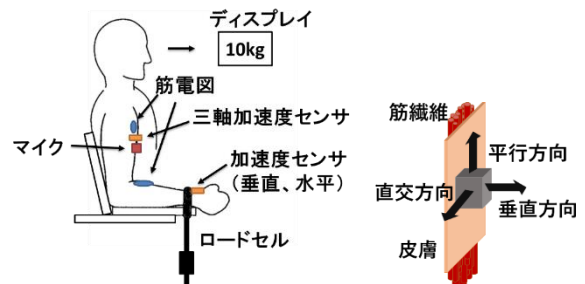


図1. 実験概略図

図2. センサ貼付方向

### 2.3 解析方法

サンプリングした各信号は、筋発揮の安定した6秒間を解析区間とし、振幅量の指標として自乗平均平方根(RMS)、周波数情報の指標として中央パワー周波数(MDF)を用いて評価を行った。MDFはFFTサイズ8192点、オーバーラップ50%、Hamming窓関数でフーリエ変換を行うことにより算出した。

## 3. 結果と考察

### 3.1 パワースペクトル密度(PSD)

代表被験者Aにみられた80%MVCにおける加速度垂直筋音図パワースペクトル密度(MMGPSD)、マイクロフォンMMGPSD、手首垂直振動PSDを図3左に示す(傾向A)。また、同条件において加速度垂直MMGPSDが異なる傾向を示した際の各PSDを図3右に示す(傾向B)。傾向Aの加速度垂直MMGPSDは従来報告されている加速度MMGPSDの特性[2]と同様に多峰性を示す一方で、傾向B

の加速度垂直 MMG PSD は 10[Hz]付近にのみピークを有する単峰性を示した。マイクロフォン MMG PSD は同様の PSD を示し、手首垂直振動 PSD は両傾向で 10[Hz]にピークを有する単峰性を示した。加速度直交, 平行 MMG PSD では、加速度垂直 MMG PSD とは異なり顕著な傾向の差がみられなかった。

加速度垂直 MMG および手首垂直振動 PSD における 10[Hz]付近のピーク値を両傾向で比較すると傾向 B が傾向 A より大きな値を示した。このことから、傾向 B において加速度垂直 MMG PSD において単峰性を示した要因に、体振動の 10[Hz]成分が傾向 B の加速度垂直 MMG に混入していることが考えられる。一方でマイクロフォンは、体振動の影響が PSD にはみられなかった。

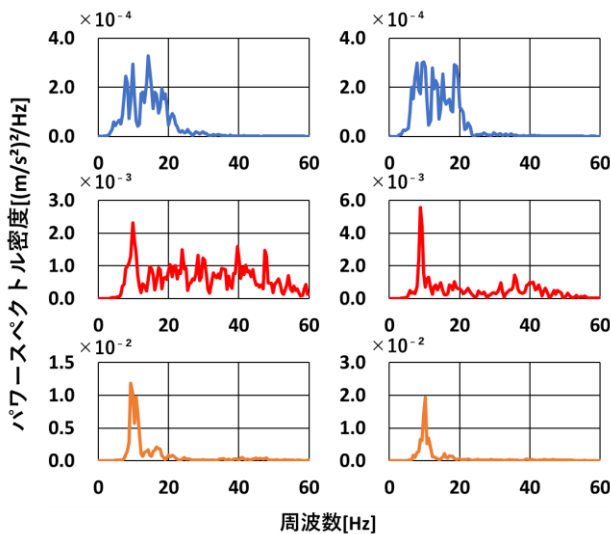


図3. 80%MVCにおける各 PSD  
(上段: マイク, 中段: 垂直 MMG, 下段: 手首垂直  
左: 傾向 A, 右: 傾向 B)

### 3.2 中央周波数(MDF)

代表被験者 A は、体振動の混入が考えられる傾向 B の PSD を 40,60%MVC においても示した。各発揮筋力における両傾向の MDF を示したものを図 4 に示す。20%MVC は全試行の平均 MDF を示したものである。従来報告されている加速度垂直 MMG の MDF は筋発揮の増加に伴い増加の傾向を示すが[5]、体振動の混入した傾向 B はその傾向を示さなかった。体振動が混入することで加速度垂直 MMG の評価が適切に行えないことが考えられる。

### 3.3 振幅量(RMS)

MMG における RMS の特性として、発揮筋力に伴い RMS が増加することが報告されている[5]。加速度 MMG およびマイクロフォン MMG は両傾向において同様に増加の傾向を示した。体振動の混入が考えられる場合においても、MMG の RMS 推移特性からでは混入の判断が行えないことが考えられる。また、各発揮筋力における手首垂直、水平振動の RMS を両傾向で比較したものを図 5 に示す。傾向 B では垂直、水平ともに傾向 A の RMS よりも高いことが示

された。このことから、傾向 B のような現象がみられる原因に体振動の影響が関与することが考えられる。

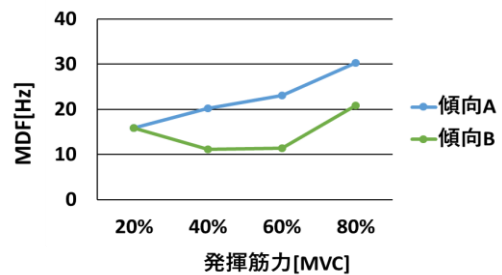


図4. 両傾向の加速度垂直 MMGMDF 推移

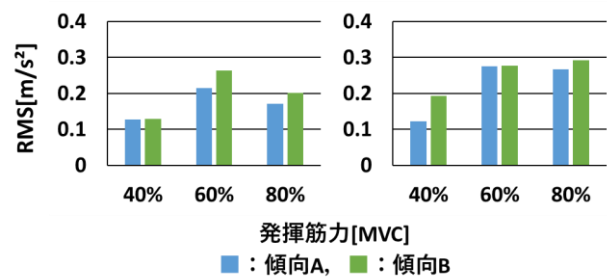


図5. 各傾向における手首振動 RMS  
(左: 手首垂直方向, 右: 手首水平方向)

### 3.4 EMG

体振動の混入の有無に関わらず、EMG における RMS や MDF の推移に差異はみられなかった。

## 4. まとめ

本研究では、MMG 測定における体振動の影響を明らかにするために、上腕二頭筋の MMG 計測と同時に振動の激しい手首における振動計測を行った。また、体振動が混入したと考えられる試行に注目し、加速度センサ、マイクロフォンを用いて MMG についての検討を行った。結果、体振動が混入したと考えられる試行では、加速度センサ MMG では従来報告されている多峰性の PSD を示さず単峰性の PSD を示したが、マイクロフォン MMG は体振動の混入の有無に関わらず同様の結果を示した。このことから、体振動の混入しうる環境における MMG の測定にはマイクロフォンを用いることが適していると考えられる。

### 参考文献

- [1] 渡壁誠, 伊藤保志: 「筋音図の計測と処理」バイオメカニズム学会誌, vol.37, No.1, pp8-16 (2013)
- [2] 赤滝久美, 三田勝巳: 「筋音による筋収縮過程の推定」, 日本 ME 学会雑誌 BME, pp30-38 (1994)
- [3] M. Watakabe, K. Mita, K. Akataki, Y. Itoh: 「Mechanical behavior of condenser microphone in mechanomyography」 Medical & Biological Engineering & Computing Vol.39, (2001)
- [4] 内山孝憲: 「筋音によるヒトの運動時における粘弾性調節機構の解明」慶応義塾大学学術情報リポジトリ
- [5] 三田勝巳, 「筋音図法の基礎と応用」臨床脳波, vol.44, No8 (2002)