

## マトリクス表面筋電図を用いた負荷強度の違いによる筋疲労評価 Evaluation of muscle fatigue at different contraction strength using matrix sEMG

白井 礼<sup>†</sup>      水野 淘汰<sup>†</sup>      板倉 直明<sup>†</sup>      水戸 和幸<sup>†</sup>  
Aya Shirai    Tota Mizuno    Naoaki Itakura    Kazuyuki Mito

### 1. はじめに

筋機能を客観的かつ非侵襲的に評価できる手法の一つとして表面筋電図 (sEMG) 法がある。sEMG を用いた筋疲労評価に関する研究は多く行われており、筋疲労特性として、疲労に伴う振幅の増加、周波数の低周波化、筋線維伝導速度 (MFCV) の低下が報告されている<sup>[1]</sup>。一方で、把持動作を限界まで繰り返した際の浅指屈筋における筋疲労評価を行ったところ、振幅の増加および周波数の低周波化は認められなかったという報告もある<sup>[2]</sup>。この研究は 1 対の電極を用いた点での評価であった。筋線維には筋電信号の始点となる神経支配帯が存在し、神経支配帯付近では正確な sEMG 測定が行うことが困難である<sup>[3]</sup>。そこで本研究では、マトリクス電極を用いることで神経支配帯の位置を着目しながら単一筋全体の筋活動分布からの評価を可能にし、負荷強度の違いによる筋疲労特性の違いを明らかにすることを目的とした。

### 2. 実験

#### 2.1 実験方法

被験者は、健康成人男性 4 名とし、右腕上腕二頭筋における筋疲労実験を行った。被験者には座位状態で、肘関節角度 90 度における等尺性収縮を疲労困憊になるまで行わせた。発揮筋力は最大発揮筋力 (100 %MVC) の 30% (低負荷) および 50% (中負荷) とし、被験者には発揮筋力が提示されたディスプレイを見ながら筋発揮を行わせた。

#### 2.2 信号計測

マトリクス電極は、縦 13 もしくは 12 個、横 5 個の直径 3 mm の電極を 8 mm 間隔で配列されたものを用い (OT Bioelettronica 製 ELSCH064NM2)、長軸が筋線維に沿うように皮膚表面上に貼付した (図 2)。信号計測は、OT Bioelettronica 製 EMG-USB2+を用い、縦に隣り合う電極同士を双極差動導出し、サンプリング周波数 2048 Hz、ローカット周波数 10 Hz、ハイカット周波数 300 Hz で計算機に記録した。

#### 2.3 解析方法

信号解析は筋発揮の持続時間を 100 %time とし、0 %time から 10 %刻みごとに 1 秒間の信号を切り出し行った。各時間において、60 ポイント (29.3ms) ごとに振幅の二乗平均平方根 (RMS)、隣り合うチャンネルとの相互相関係数およびその遅延時間の算出を行った。なお、相互相関係数は一般に MFCV の算出に使用され<sup>[3]</sup>、電極間距離を遅延時間で割ることにより、筋線維を流れる信号の速度を算出することが可能である。

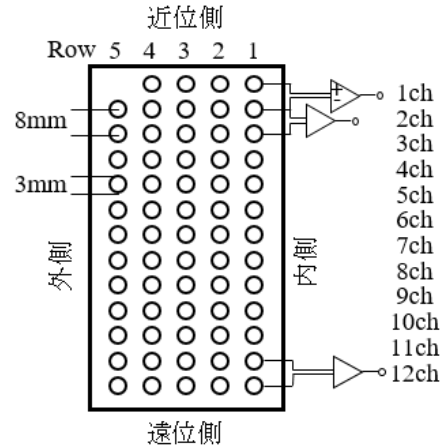


図 1 使用電極

### 3. 結果・考察

#### 3.1 相互相関係数

代表的な被験者である被験者 A の 0 %time 時における相互相関係数の平均値を表 2 に示しており、0.9 以上を灰色で、0.7 未満を網かけで表す。どちらの負荷時でも中央付近 (4~7ch) において 0.7 以下の低い値を示したが、低負荷時は遠位側においても低い値を示した。また、低い値を示したチャンネル間は疲労に伴って変化することは認められなかった。

表 2 0 %time 時における相互相関係数

	低負荷時 (30%MVC)					中負荷時 (50%MVC)				
	row5	row4	row3	row2	row1	row5	row4	row3	row2	row1
1-2ch		0.95	0.93	0.96	0.95		0.96	0.94	0.96	0.96
2-3ch	0.78	0.93	0.94	0.95	0.95	0.78	0.94	0.93	0.94	0.95
3-4ch	0.81	0.84	0.83	0.83	0.85	0.91	0.88	0.68	0.73	0.85
4-5ch	0.70	0.70	0.21	0.17	0.29	0.79	0.83	0.13	0.18	0.18
5-6ch	0.48	0.06	0.42	0.67	0.21	0.73	0.11	0.70	0.82	0.19
6-7ch	0.18	0.63	0.79	0.90	0.74	0.36	0.81	0.92	0.91	0.81
7-8ch	0.70	0.87	0.94	0.96	0.93	0.82	0.93	0.97	0.96	0.94
8-9ch	0.88	0.94	0.95	0.95	0.96	0.94	0.97	0.98	0.98	0.97
9-10ch	0.90	0.94	0.96	0.96	0.93	0.97	0.97	0.98	0.97	0.96
10-11ch	0.86	0.85	0.91	0.90	0.92	0.96	0.94	0.97	0.94	0.96
11-12ch	0.46	0.54	0.42	0.59	0.91	0.94	0.91	0.93	0.94	0.94

神経支配帯付近は隣り合うチャンネルとの伝播が認められず相互相関係数が低い値を示す<sup>[4]</sup>。そのため、表 3 で示

<sup>†</sup> 電気通信大学 情報理工学研究所

した中央付近の網かけのチャンネル間は神経支配帯付近であると示唆される。また、低負荷時において遠位側末端の相互相関係数が低い値を示した。これは、筋抹消の振幅が低い値を示すため、相互相関係数も低下したと示唆される<sup>[5]</sup>。

3.2 遅延時間

表 3 に、0 %time に対する 100 %time での遅延時間の変化率を示しており、100 %以上を灰色で表す。低負荷時は疲労に伴い遅延時間が減少するチャンネルが遠位側末端付近に多くみられた一方、中負荷時においては増加するチャンネルが多くみられた。この要因としては、負荷強度の違いによって活動に参加する運動単位が異なったことが挙げられる<sup>[6]</sup>。筋線維には大きく遅筋線維と速筋線維の 2 種類に分かれ、低負荷時は遅筋線維が主に活動に参加する。一方、中負荷時は遅筋線維だけではなく、速筋線維も活動に参加する。特に、低負荷時において、遠位側末端の相互相関係数が低かったことから、中負荷時よりも狭い範囲の運動単位が活動に参加したと示唆される。

表 3 100 %time 時における遅延時間の変化率[%]

	低負荷時 (30%MVC)					中負荷時 (50%MVC)				
	row5	row4	row3	row2	row1	row5	row4	row3	row2	row1
1-2ch		94.7	101.0	98.5	91.8		105.3	117.7	115.8	151.4
2-3ch	111.3	107.2	92.3	77.0	90.2	159.0	107.2	120.1	128.1	125.8
3-4ch	94.6	96.4	116.8	210.3	105.2	112.3	81.3	92.5	112.2	113.7
4-5ch	153.3	54.4	119.9	126.4	98.8	113.9	102.4	110.9	118.0	67.0
5-6ch	115.2	70.1	60.4	91.5	43.8	124.4	95.3	109.6	109.3	91.9
6-7ch	88.5	120.2	124.1	109.9	74.8	91.4	160.5	132.3	97.8	109.3
7-8ch	135.1	113.4	95.1	105.5	132.6	261.5	119.1	110.5	112.9	54.2
8-9ch	113.3	100.8	92.3	81.7	99.3	98.0	159.0	138.5	122.9	122.5
9-10ch	100.8	81.6	78.6	79.8	88.0	123.3	156.6	132.8	124.9	135.7
10-11ch	93.9	101.8	94.5	85.1	89.0	140.0	140.6	172.5	135.8	129.4
11-12ch	63.7	55.5	42.4	84.8	105.8	152.7	163.5	135.8	146.3	188.1

3.3 RMS

表 4 に被験者 A における各発揮筋力時の RMS を示しており、0 %time 時には 0.15 mV 以上を灰色で、0.05 mV 未満を網かけで 100 %time 時には 0.25 mV 以上を灰色で、0.1 mV 未満を網かけで表す。表より、神経支配帯付近及び遠位側末端部では、低い値を示した。また、負荷強度の違いに関わらず筋疲労に伴い RMS は増加を示したが、中負荷時の方が低負荷時に比べ増加幅が高かった。疲労に伴い RMS が増加する要因の一つとして、活動に参加する運動単位の増加が挙げられる。また、負荷強度の違いによって活動に参加する運動単位が異なったため、同じ筋疲労状態においても、変化率が異なると示唆される。

4. まとめ

本研究は、マトリクス電極を用い単一筋全体の筋活動分布から負荷強度の違いによる筋疲労特性の違いを明らかに

することを目的とした。結果として、疲労に伴う筋活動分布が負荷強度によって異なることが明らかになり、隣接チャンネルとの時間遅延は、疲労に伴って中負荷時は増加したが、低負荷時は遠位側末端において減少するチャンネルがみられた。また振幅量は負荷強度の違いに関わらず疲労に伴い増加したが、その変化幅は異なった。

以上のことより、負荷強度の違いによって活動に参加する運動単位は異なり、これは筋疲労に伴っても変化が認められないことが明らかとなった。

表 4 各発揮筋力における RMS[mV]

	0%time					100%time					
	row5	row4	row3	row2	row1	row5	row4	row3	row2	row1	
1ch		0.06	0.07	0.09	0.09		0.09	0.10	0.15	0.17	0.15
2ch	0.06	0.06	0.08	0.09	0.1	0.09	0.10	0.15	0.18	0.19	
3ch	0.06	0.06	0.07	0.07	0.07	0.07	0.09	0.13	0.13	0.12	
4ch	0.05	0.05	0.06	0.05	0.06	0.06	0.09	0.12	0.08	0.07	
5ch	0.04	0.05	0.05	0.05	0.04	0.06	0.08	0.11	0.17	0.11	
6ch	0.04	0.04	0.05	0.07	0.07	0.06	0.13	0.16	0.14	0.14	
7ch	0.04	0.08	0.09	0.09	0.08	0.08	0.15	0.18	0.19	0.13	
8ch	0.07	0.08	0.09	0.09	0.08	0.10	0.15	0.19	0.20	0.17	
9ch	0.06	0.07	0.08	0.08	0.08	0.08	0.14	0.16	0.15	0.15	
10ch	0.06	0.06	0.08	0.08	0.07	0.08	0.12	0.16	0.16	0.13	
11ch	0.04	0.04	0.05	0.05	0.06	0.07	0.09	0.10	0.11	0.12	
12ch	0.04	0.04	0.03	0.04	0.05	0.08	0.08	0.06	0.07	0.07	
1ch		0.08	0.11	0.12	0.11		0.20	0.30	0.32	0.35	
2ch	0.11	0.12	0.13	0.13	0.1	0.32	0.45	0.51	0.43	0.31	
3ch	0.09	0.1	0.12	0.13	0.12	0.30	0.36	0.44	0.48	0.39	
4ch	0.08	0.09	0.07	0.07	0.08	0.33	0.27	0.17	0.27	0.30	
5ch	0.08	0.09	0.07	0.09	0.06	0.30	0.17	0.24	0.19	0.20	
6ch	0.05	0.13	0.13	0.13	0.1	0.17	0.49	0.37	0.31	0.25	
7ch	0.05	0.13	0.15	0.13	0.1	0.19	0.42	0.52	0.41	0.32	
8ch	0.09	0.18	0.15	0.15	0.12	0.25	0.57	0.44	0.51	0.27	
9ch	0.1	0.14	0.17	0.13	0.11	0.37	0.44	0.48	0.39	0.49	
10ch	0.1	0.15	0.17	0.15	0.11	0.32	0.41	0.42	0.41	0.30	
11ch	0.1	0.12	0.12	0.09	0.08	0.27	0.21	0.25	0.21	0.26	
12ch	0.09	0.08	0.08	0.08	0.05	0.19	0.19	0.21	0.25	0.19	

参考文献

- [1] 菅原徹, 佐渡山亜兵, 上條正義, 細谷聡, 増田正, "筋の単一運動単位活動の疲労性変化", バイオメカニクス, Vol.17 (2004).
- [2] Clancy EA, Bertolina MV, Merletti R, Farina D, "Time- and frequency- monitoring of the myoelectric signal during a long-duration, cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task", J Electromyogr Kinesiol, vol.18, No.5 (2008).
- [3] 水戸和幸, 安西理, 坂本和義, "筋線維伝導速度による静的および動的運動時の筋機能評価", 日本福祉工学会誌, Vol.9, No.2 (2007).
- [4] Mesin L, Merletti R and Rainoldi A, "Surface EMG: the issue of electrode location", J Electromyogr Kinesiol, vol.19, No.5 (2009).
- [5] De Luca CJ, "The Use of Surface Electromyography in Biomechanics", J Appl Biomech, vol.13, No.2 (1997).
- [6] 佐渡山亜兵, "静的筋疲労の指標としての筋線維伝導速度", 人間工学, vol.27, No.2 (1991).