

短 報

筋緊張の定量化に関する研究（第1報） ～健康成人を対象とした表面筋電図の検討～

Quantification of Muscle Tone (1st Report) -A Study of Surface-EMG Involving Healthy Adults-

津田 勇人¹⁾ 佐竹 勝¹⁾ 上島 健¹⁾ 嶋野 広一¹⁾
水野 貴子¹⁾ 坪田 裕司²⁾

要 約：本研究の目的は、中枢神経系疾患による運動器障害で日常観察される筋緊張の変化を、表面筋電図を用いて定量化することである。本研究では特に連合反応に着目し、非麻痺側の努力量を「電気式筋力計」を用いて定量化し、非麻痺側上腕二頭筋の努力量とそれに応答した麻痺側上腕二頭筋の筋緊張の変化を解明していく。今回は、我々が開発した「表面筋電システム」を紹介した。本システムはオリジナル椅子上の椅座位で最大等尺性収縮を用いて肘関節を屈曲した時の筋出力量と両側の筋活動量を同期させて計測するシステムである。本システムを用いて健康者に試行したところ、対象者8名中全員で連合反応が観察された。仮に片側が麻痺肢としてシミュレーションしたところ、いずれの肢を麻痺肢と仮定した場合でも、【実データ】と【シミュレーション結果】の相関は非常に強く（右： $r=0.9828$ 、左： $r=0.9996$ ）、両者はほぼ一致していた。この結果は、我々が開発した「表面筋電システム」は、「従来のシステム」では測定困難であった「同側同一筋との比較ができない麻痺肢の筋緊張の変化」を測定し得る可能性を示唆したものと考えられた。

キーワード：筋緊張、表面筋電図、連合反応、健康者

I. はじめに

近年、表面筋電図（以下、sEMG）は非侵襲の計測機器として、電気生理学的な基礎研究や臨床医学だけでなく、体育・スポーツやリハビリテーション、さらにバーチャルリアリティの分野へと応用範囲を広げてきている¹⁾。

Bhakta (2011) ら²⁾ は連合反応と筋緊張との関係を調べるために49人の片麻痺患者を被験

者として、麻痺側前腕に筋電、手部に握力測定器を取り付けた臨床実験を行い、多くの被験者で共通の筋活動の活性化が認められたこと、強い痙縮のある患者に出現した連合反応と改訂版アッシュワールスケール（以下、MAS）の最大値の相関関係は乏しかったこと、連合反応は最小の痙縮の患者にも出現したことなどを報告している。さらに彼らは、対照群とした8名のうち、2名の健康者で片麻痺患者と同様の連合反応が観察されたことを報告している。

Ruth Dickstein ら³⁾ は、連合反応を客観的に捉えるため、9名の片麻痺者を対象に、被験筋を上腕二頭筋として筋電図を用いて片麻痺患者

Hayato Tsuda
大阪河崎リハビリテーション大学
リハビリテーション学部 作業療法学専攻
E-mail: tsudah@kawasakigakuen.ac.jp
1) リハビリテーション学部 作業療法学専攻
2) リハビリテーション学部 理学療法学専攻

に片脚立位を取らせたときの連合反応の出現状況を調べた。その結果、連合反応と MAS との相関関係があったこと、2名の対象者で片脚立位に関連して麻痺側および非麻痺側の筋活動が観察されたことを報告している。さらに彼らは、対照群とした6名のうち、右側では5名、左側では2名の健常者で片麻痺患者と同様の連合反応が観察されたことを報告している。

Walshe (1923)⁴⁾ に従えば、連合反応は片麻痺患者にしか見られない現象であるのにもかかわらず、これら先行研究では片麻痺患者と同様の連合反応が健常者にも観察されていることは非常に興味深い。連合反応を引き起こすとされる「強く握る動作」や「等尺性収縮を要する動作」、「全身の大きな動きを必要とする起居動作など努力を要する動作」、つまり『片側に強力な持続収縮』を行った際、反対側の筋緊張亢進を引き起こす現象である連合反応は、片麻痺患者だけに生ずる現象ではなく、健常者では上位中枢が抑制的に働くため顕在化していないだけで、実は生理的な模倣性対側性連合運動として Walshe (1923) のいう連合反応は出現しているのではないかと考えられる。

さらに、近年の画像診断装置 (CT や MRI など) の進歩により、血管障害性の脳実質病変 (梗塞、出血など) の存在は確認されるが明らかな自覚症状を伴わない「無症候性脳血管障害」の存在が指摘されている⁵⁾。この「無症候性脳血管障害」者に観られる連合運動 (つまり Walshe によれば連合反応) と健常者に観られる連合運動を明確に区別することができるのであろうか？

本研究の目的は、中枢神経系疾患による運動器障害で日常観察される筋緊張の変化を、表面筋電図 (以下、sEMG) を用いて定量化することである。本研究では特に連合反応に着目し、非麻痺側の努力量を「電気式筋力計」を用いて定量化し、非麻痺側上腕二頭筋の努力量とそれ

に応答した麻痺側上腕二頭筋の筋緊張の変化を解明する。被検筋を上腕二頭筋とした理由は、上腕二頭筋は sEMG を導出しやすく、また、上腕二頭筋の筋緊張亢進はウェルニッケ肢位の原因となる筋の一つだからである。筋緊張の変化を定量化できれば、作業・理学療法による短期介入・長期介入効果を証明することが可能と思われる。また、発症当初から「非麻痺側上腕二頭筋の努力量に応答する麻痺側上腕二頭筋の筋緊張 (連合反応) を量的に把握すること」で予後予測へと結びつけることも可能と思われる。

我々は、先行研究および「無症候性脳血管障害」の存在から、『片側の運動 (特に、強力な持続収縮を伴う運動) が反対側の筋緊張亢進に影響する現象、すなわち“連合反応”は、出現状況や程度の差が存在するだけで中枢神経疾患患者だけでなく、健常者にも認められる生理現象ではないか』という仮説のもと、平成23年度より本研究に着手した。今回は、我々が開発した筋出力と sEMG を同期させた「表面筋電システム」の紹介とこれまでに得られた知見について報告した。

Ⅱ. 開発した「表面筋電システム」の紹介

1. 計測肢位

上腕二頭筋が発生する筋張力と筋活動を同時に計測するため、アームレストの高さと左右の幅の調節が可能なオリジナルの専用椅子 (以下、専用椅子) を作製した。専用椅子はアームレストの高さと左右の幅の調節が可能な構造となっているので、いかなる体型の被験者でも、基本計測肢位 (以下、計測肢位) である「肩関節内転・内外旋中間位、肘関節 90° 屈曲、前腕回外位」を設定することが可能である。被験者の体型に基づき、正しい計測肢位となるようアームレストを高さと幅を調整した後、両側の上腕二頭筋

に表面筋電用の電極を貼付し、片側前腕遠位部に筋張力を測定する「電気式筋出力計」を取り付ける（図1）。「電気式筋出力計」を取り付け、等尺性収縮による筋出力を測定する側を「努力側」とし、その反対側で連合反応を観察する側を「観察側」とした。

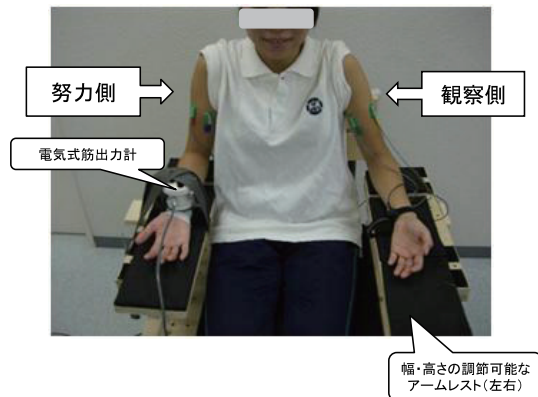


図1 専用椅子に着座し、電極と電気式筋出力計を取り付けたところ

（平成23年度 本学卒業研究（作業療法学専攻：松尾遙、指導教員：津田勇人）より引用、一部改訂）

2. 使用した表面電極および表面電極貼付位置

表面電極（以下、電極）には金属バーの間隔が10 mmに固定された能動電極（ディケイエイチ社製能動電極）を使用した。能動電極は金属バーの間隔が固定されているので、再計測時にも電極間距離による筋活動量への影響は少ない¹⁾。

電極の位置は再現性を考慮し、再計測時にも同じ部位に電極を貼付することが必要となるので、上腕二頭筋の形状を円柱筒状と仮定し、肩峰と上腕骨内側・外側上顆を骨指標として電極の位置を決定した。先行研究から神経支配帯を外したほうが適切な電位変化を捉える事が可能¹⁾であるので、上腕二頭筋長頭および上腕二頭筋短頭に貼付する電極の位置は図2の通りとした。

計測ではアーチファクトノイズを軽減するため、スキンプュアを用いて前処置をしたのち、

左右の上腕二頭筋長頭（以下、長頭）および上腕二頭筋短頭（以下、短頭）の計4箇所電極を貼付した。

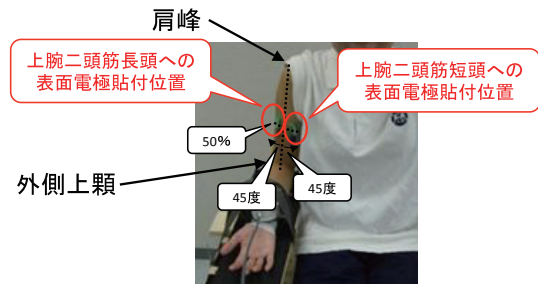


図2 表面電極の貼付位置

※上腕二頭筋長頭の電極貼付位置：上腕長（肩峰 - 外側上顆間距離）の50%の高さで内側・外側上顆の中央より45度外側の部位

※上腕二頭筋短頭の電極貼付位置：上腕長（肩峰 - 外側上顆間距離）の50%の高さで内側・外側上顆の中央より45度内側の部位

（平成23年度 本学卒業研究（作業療法学専攻：松尾遙、指導教員：津田勇人）より引用、一部改訂）

3. 皮下脂肪厚の測定

市販の皮下脂肪厚計（panasonic 製体組成バランス計（EW-FA71））を用いて、上腕二頭筋前面の皮下脂肪厚を計測した。

4. 筋出力量および筋活動量の計測

筋出力量の計測には、酒井医療株式会社製（EG-220）電気式徒手筋力測定器（以下、電気式筋出力計）を使用した。

計測した筋活動量および筋出力量のパーソナルコンピュータ（以下、PC）への取り込みは、Interface社のwave jumper2001(BPC-0600)ソフトを用いた。フィルタはII Rとし、バターワースフィルターを選択した。サンプリング周波数は1000Hzとした。得られた筋活動量データは全整流化処理を行い、安静時の「平均値 + 2SD」

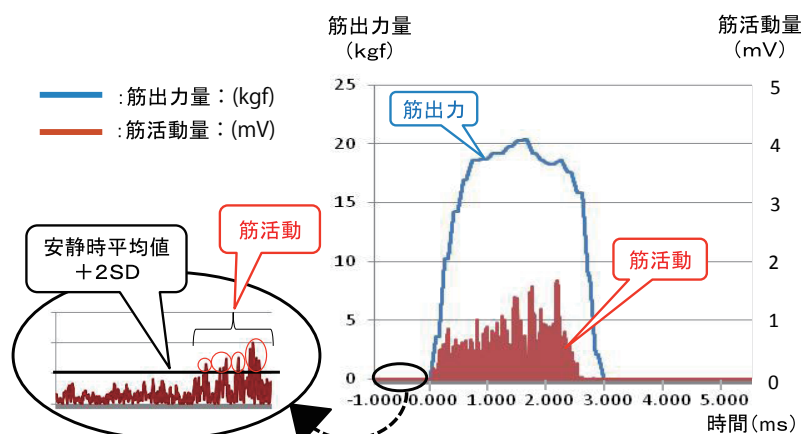


図3 筋活動量と筋出力量

※筋出力の開始点を「0.000ms 点」とした。
 ※筋活動は「安静時平均値 + 2SD」以上とした。
 ※筋出力は「99 点移動平均法」を用いた。

以上の数値を筋活動と定義した (図3)^{6,7)}。

努力側前腕部遠位に取り付けた電気式筋力計からの筋出力量を、リアルタイムで確認できるよう表示機は被験者の正面に設置した (図4)。

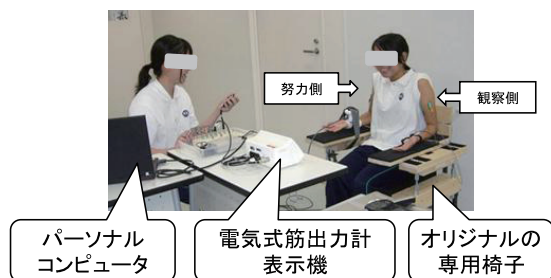


図4 実験風景

(平成 23 年度 本学卒業研究 (作業療法学専攻: 松尾遥、指導教員: 津田勇人) より引用、一部改訂)

5. データ解析の指標

データ解析の指標を図5に示す。筋出力開始点を「0.000 秒点」、筋出力終了点を個々に計測した。解析に用いたデータは筋出力開始点より 500ms 前から、筋出力終了点から 500ms 後までに得られたものを用いた。筋活動は前述の通り安静時の「平均値 + 2SD」以上の数値とし、データ解析の区間で最初に連続して「平均値 + 2SD」以上の値が得られた点を筋活動開始点、

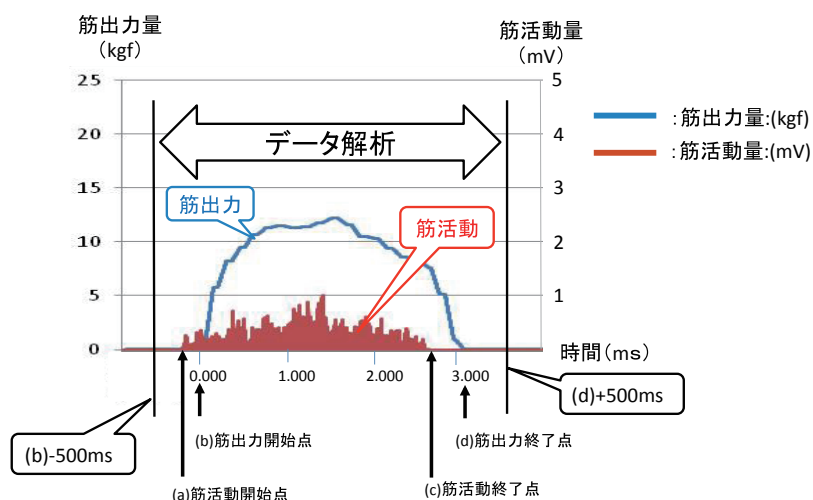


図5 データ解析の指標

同区間で最後に連続して「平均値 + 2SD」以上の値が得られた点を筋活動終了点とした。

6. 標準化

標準化の指標¹⁾として、データ解析区間で得られた筋活動量を時間で積分し、それを筋活動時間で除した「i-EMG/ms」を求めた。次に同区間で得られた筋出力量を時間で積分し、それを筋出力時間で除した「i-kgf/ms」を求めた。個人間比較には「筋出力 1kg あたりの筋活動量（以下、筋活動量）」として、「i-EMG/ms」を「i-kgf/ms」で除した「i-EMG/kgf」を用いた。

7. 統計処理

得られた筋活動量と筋出力量の解析はすべて PC の表計算ソフト（Microsoft 社製 Excel2010）を使用した。統計処理は危険率 5% 以下を有意とした。

Ⅲ. システムを用いて健常者に試行した結果（連合反応を含む）

1. 目的

Ⅱで紹介した「表面筋電システム」を実際に使用し、本システムがどの程度まで筋緊張を定量化できるのか、その精度について検証することが目的である。

2. 方法

1) 対象

対象は神経筋疾患に既往のない健常成人 8 名（男性：6 名、女性 2 名、平均年齢 20.4 ± 0.9 ）であった。利き手の影響を最小限にするため今回の被験者は全員が右利き、また皮下脂肪厚の影響⁸⁾を最小限にするため今回の被験者は左右の上腕前面（上腕二頭筋筋腹）の皮下脂肪厚が全員 5mm を対象とした。

2) 使用機器

前述の「表面筋電システム」を使用した。

3) 計測条件

等尺性収縮を用いて努力側の肘関節を最大屈曲した状態を約 5 秒間保持させた。肩甲帯挙上による代償運動を最小限にするため、測定時には肘頭がアームレストから離れないように指示した。さらに、手指・手関節屈筋群による代償運動を最小限にするため、測定時には手関節および手指に過度に力が入らないように指示した。努力側による等尺性収縮実行中も、観察側はアームレスト上に乗せたままリラックスし、どこにも力を入れないよう指示した。5 秒間の計測は検者がストップウォッチを参照しながら口頭でカウントした。

最大等尺性収縮 5 秒間保持を一試行とし、左右 2 試行ずつ計測した。各試行間で十分な休憩（2 分以上）をとり、測定は左右 2 回ずつランダムに行った。データ分析には 2 試行の平均値を用いた。

4) 書面での説明・同意と倫理委員会承認

今回の試行は、計測の前に書面で説明し、同意を得た被験者を対象に実施した。なお、今回の試行の一部は大阪河崎リハビリテーション大学研究倫理委員会の承認を得て実施した。

3. 結果

1) 連合反応の出現状況

図 6 は右側を努力側とし、等尺性収縮にて肘関節を 5 秒間最大屈曲した時に左側（観察側）に出現した連合反応（21 歳、男性）を示している。表 1-1 および表 1-2 は対象者の「筋活動量（i-EMG/kgf）」を示している。表 1-1 では左上腕二頭筋が、表 1-2 では右上腕二頭筋が観察側となる。連合反応はすべての対象者で観察された。

2) 筋活動の開始点と終了点

表 2 は筋活動の平均開始点と終了点を示し

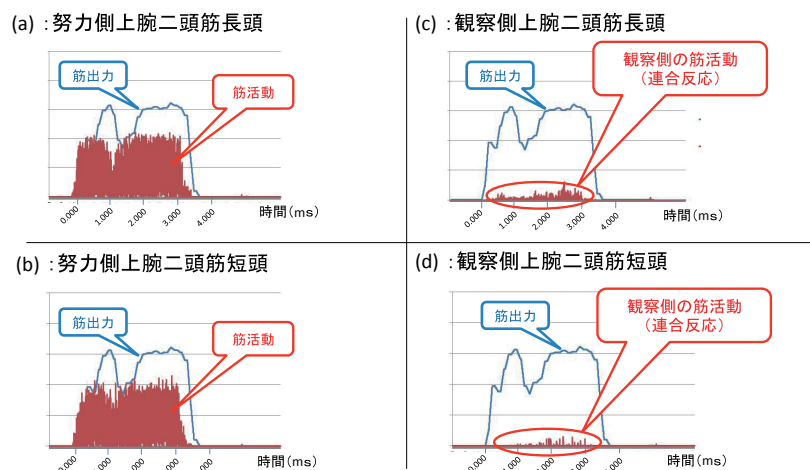


図6 健常者にも観察された連合反応

※右側を努力側として等尺性収縮にて肘関節を約5秒間最大屈曲した時、左側（観察側）に出現した連合反応（No.6 21歳、男性）

表1-1 上腕二頭筋長頭と短頭の筋活動量 (iEMG/kgf) の比較

	努力側 : 右上腕二頭筋 (iEMG/kgf)			観察側 : 左上腕二頭筋 (iEMG/kgf)		
	長頭	短頭	平均	長頭	短頭	平均
No.1	0.01256	0.01622	0.01439	<u>0.00001</u>	0.00000	0.00000
No.2	0.01085	0.01704	0.01394	<u>0.00020</u>	0.00000	<u>0.00010</u>
No.3	0.03500	0.03519	0.03510	<u>0.00034</u>	<u>0.00010</u>	<u>0.00022</u>
No.4	0.02904	0.02688	0.02796	<u>0.00002</u>	<u>0.00712</u>	<u>0.00357</u>
No.5	0.00901	0.01666	0.01284	<u>0.00004</u>	0.00000	<u>0.00002</u>
No.6	0.04968	0.04783	0.04876	<u>0.00229</u>	<u>0.00035</u>	<u>0.00132</u>
No.7	0.01440	0.03540	0.02490	<u>0.00004</u>	<u>0.00001</u>	<u>0.00003</u>
No.8	0.01051	0.02402	0.01726	<u>0.00001</u>	<u>0.00002</u>	<u>0.00001</u>
平均	0.02138	0.02741	0.02439	0.00037	0.00095	0.00066
SD	0.01490	0.01135	0.01262	0.00079	0.00250	0.00126

※斜体&下線は連合反応出現を示している。

表1-2 上腕二頭筋長頭と短頭の筋活動量 (iEMG/kgf) の比較

	観察側 : 右上腕二頭筋 (iEMG/kgf)			努力側 : 左上腕二頭筋 (iEMG/kgf)		
	長頭	短頭	平均	長頭	短頭	平均
No.1	<u>0.00001</u>	<u>0.00006</u>	<u>0.00003</u>	0.01049	0.01173	0.01111
No.2	<u>0.00006</u>	<u>0.00003</u>	<u>0.00005</u>	0.00897	0.01532	0.01215
No.3	<u>0.00051</u>	<u>0.00018</u>	<u>0.00035</u>	0.03622	0.04182	0.03902
No.4	<u>0.00002</u>	<u>0.00083</u>	<u>0.00043</u>	0.01939	0.02795	0.02367
No.5	<u>0.00002</u>	0.00000	<u>0.00001</u>	0.01199	0.01420	0.01310
No.6	<u>0.00031</u>	<u>0.00003</u>	<u>0.00017</u>	0.02854	0.04639	0.03746
No.7	<u>0.00008</u>	<u>0.00006</u>	<u>0.00007</u>	0.01449	0.01842	0.01645
No.8	<u>0.00001</u>	<u>0.00005</u>	<u>0.00003</u>	0.01113	0.02902	0.02007
平均	0.00013	0.00016	0.00014	0.01765	0.02561	0.02163
SD	0.00018	0.00028	0.00016	0.00984	0.01305	0.01108

※斜体&下線は連合反応出現を示している。

表2 筋活動の開始点と終了点

努力側 : 右	(a)筋活動開始点 (ms)		(d)筋活動終了点 (ms)	
	平均	SD	平均	SD
右上腕二頭筋長頭	-420.1	69.6	121.0	212.0
右上腕二頭筋短頭	-405.4	67.8	144.1	153.5
平均	-412.7	68.7	132.5	182.8
左上腕二頭筋長頭 (観察側)	522.8	728.6	-227.6	404.7
左上腕二頭筋短頭 (観察側)	1601.7	720.6	-297.0	0.0
平均	1062.2	724.6	-262.3	202.4

努力側 : 左	(a)筋活動開始点 (ms)		(d)筋活動終了点 (ms)	
	平均	SD	平均	SD
右上腕二頭筋長頭 (観察側)	197.6	567.1	-64.9	475.2
右上腕二頭筋短頭 (観察側)	449.4	1058.0	-106.3	369.5
平均	323.5	812.6	-85.6	422.4
左上腕二頭筋長頭	-415.6	49.2	120.6	157.3
左上腕二頭筋短頭	-387.3	59.4	-85.4	255.1
平均	-401.5	54.3	17.6	206.2

※図5に示した(b)筋出力開始点を「0.000」とした場合の(a)筋活動開始点を示している。

【筋出力開始後に連合反応が出現】



【筋出力開始前から連合反応が出現】



図7 連合反応の出現状況

ている。努力側ではいずれも筋出力の前から筋活動が始まっていた（右上腕二頭筋長頭： $-420.1 \pm 69.6\text{ms}$ 、右上腕二頭筋短頭： $-405.4 \pm 67.8\text{ms}$ 、左上腕二頭筋長頭： $-415.6 \pm 49.2\text{ms}$ 、左上腕二頭筋短頭： $-387.3 \pm 59.4\text{ms}$ ）。観察側では平均開始点は筋出力後に筋活動が始まっていた（右上腕二頭筋長頭： $197.6 \pm 567.1\text{ms}$ 、右上腕二頭筋短頭： $449.4 \pm 1058.0\text{ms}$ 、左上腕二頭筋長頭： $522.8 \pm 728.6\text{ms}$ 、左上腕二頭筋短頭： $1601.7 \pm 720.6\text{ms}$ ）が、個人間でのバラつきが大きく、なかには筋出力前から観察側にも筋活動を認めた（図7）。

3) 上腕二頭筋長頭と同短頭の筋活動について

図8は上腕二頭筋長頭と同短頭の「筋活動量 (i-EMG/kgf)」を比較したものである。左側上腕

二頭筋が努力側の時、短頭のほうが長頭よりも「筋活動量 (i-EMG/kgf)」が有意 ($P < 0.01$) に大きくなっていた。右側上腕二頭筋が努力側の時、両側とも観察側の時では長頭と短頭の「筋活動量 (i-EMG/kgf)」に差はなかった。

4. 考察

1) 連合反応の出現状況

対象者全員に連合反応が観察された。この結果は先行研究^{2,3)}と一致しており、『一側に強力な持続収縮を行った際、反対側の筋緊張亢進を引き出す現象である連合反応は、片麻痺患者だけに生ずる現象ではなく、健常者では上位中枢が抑制的に働くため顕在化していないだけで、実は生理的な模倣性対側性連合運動⁹⁾としてWalshe (1923) のいう連合反応は出現してい

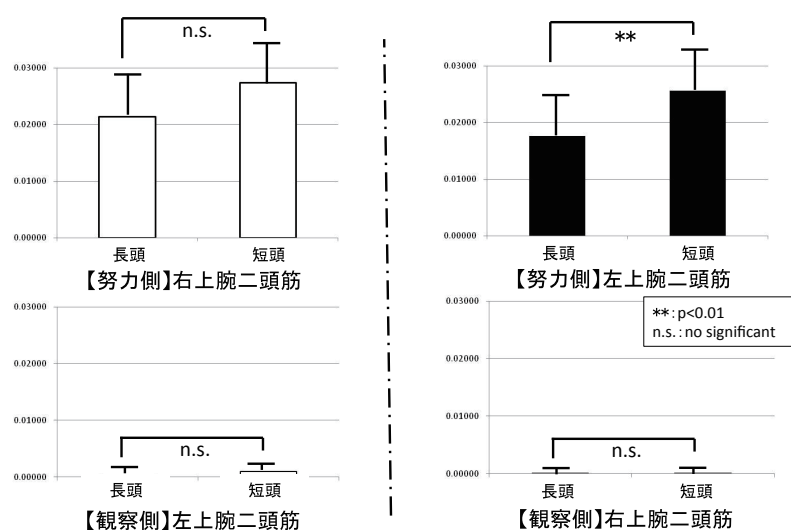


図8 上腕二頭筋長頭と短頭の筋活動量 (iEMG / kgf) の比較

るのではないか』とした我々の仮説を証明したものと考えられる。模倣性対側性連合運動は、鏡像運動として小児期には生理的に出現するが成人では出現しない理由は、脳の成熟に伴い上位中枢が抑制するためであって、模倣性対側性連合運動が消失したわけではない。中枢神経障害のために上位中枢からの抑制が働かなくなると、筋緊張が亢進し、生理的な模倣性対側性連合運動が顕在化することも十分に考えられることができる。

2) 連合反応の出現時期について

観察側の筋活動開始点は「連合反応の開始点」と読み替えることができる。結果で示した通り、観察側では平均開始点は筋出力後に筋活動が始まっていたが、個人間でのバラつきが大きく、なかには筋出力前から観察側にも筋活動を認めた健常者も存在した。さらに筋活動の終了時点も同様にバラつきが大きく、筋出力終了後も単収縮を示す健常者も存在した。これらは、計測開始前の「これから始めます。力を抜いて下さい。」という指示で「うまくリラクゼーションができず、反対に力が入ってしまった。」被験者や、計測終了時の「はい終了です。」と

いう指示で「タイミングよく筋活動を終わらせることのできなかった」被験者の微細な筋活動を表面筋電計が感知したためと考えられる。今回我々が設定した「データ解析区間」は努力側の筋活動に主眼を当てて設定した¹⁾が、観察側の筋活動に個人差が大きいことは新たな発見であった。

3) 上腕二頭筋長頭と同短頭の筋活動について

左側上腕二頭筋が努力側の時、短頭のほうが長頭よりも「筋活動量 (i-EMG/kgf)」が有意 ($P<0.01$) に大きくなっていた。今回の課題は肘関節を屈曲させるという単純な課題にも関わらず、長頭と短頭の「筋活動量 (i-EMG/kgf)」に有意差があることは新たな発見であった。肩関節の運動を考えた場合、長頭は外転の補助動筋として、短頭は屈曲・内転の補助動筋としての作用がある¹⁰⁾。今回の課題は肘関節を屈曲させるという単純な課題であったが、最大収縮を継続するという条件では、上腕を体側に押し付けるという外見上では顕在化しない代償運動が生じたために、短頭の方が有意に「筋活動量 (i-EMG/kgf)」が大きくなったことが考えられる。今回の対象者は全員が右利きであり、特に

非利き手である左側が努力側の時に有意差を認めたことは、利き手に比較して運動学習では少なからず劣る非利き手では上腕を体側に押し付けるといふ外見上では顕在化しない代償運動が生じやすいとも考えられる。今回の結果は、長頭と短頭は同じ神経支配（筋皮神経支配）であるが、上腕二頭筋の sEMG を計測する場合は、別の筋として個々に観察する必要性を示唆するものと考えられた。

sEMG は筋線維上の脱分極が細胞膜を通る膜電流を引き起こし、膜電流が周囲の容積導体を通ることによって生じる電位変化を皮膚上から捉えたものであり、皮膚に貼付する電極はその電位変化を捉えるアンテナのようなものである¹⁾。筋出力の源である筋張力が増加すれば動員される筋線維の場所や数が異なるので、臨床応用に向けて sEMG の精度を高めるた

めには、長頭と短頭の個々に観察に加え、1つの筋に一つの電極ではなく、1つの筋に複数の電極を貼付してより多くのアンテナから筋活動を観察することが必要かもしれない。

IV. 総合論議

1. 片側の強力な持続収縮について

連合反応を誘発するためには「片側の強力な持続収縮」が必要であるが、「強力な収縮」と「持続的な収縮」を量的に定義する作業、つまり定量化が必要となる。そこで我々は電気式筋力計を用いて「強力度合い」を、また一定時間収縮を継続することで「持続度合い」を定量化することとした。表3は努力側の筋出力量(kgf/ms)をまとめたものである。努力側が右の場合、平均筋出力量は1回目で0.0146 kgf/ms、2回目で0.0153 kgf/ms、左の場合は1回目で0.0126 kgf/ms、2回目で0.0133 kgf/msであり、1回

表3 努力側の筋出力量 (kgf/ms) の比較

	努力側 : 右			努力側 : 左			平均の差
	1回目	2回目	平均	1回目	2回目	平均	
No.1	0.0154	0.0148	0.0151	0.0132	0.0141	0.0136	0.0015
No.2	0.0158	0.0151	0.0155	0.0132	0.0150	0.0141	0.0014
No.3	0.0209	0.0223	0.0216	0.0167	0.0168	0.0167	0.0049
No.4	0.0178	0.0206	0.0192	0.0146	0.0140	0.0143	0.0049
No.5	0.0108	0.0112	0.0110	0.0104	0.0094	0.0099	0.0011
No.6	0.0122	0.0139	0.0131	0.0111	0.0124	0.0118	0.0013
No.7	0.0152	0.0147	0.0149	0.0160	0.0149	0.0154	-0.0005
No.8	0.0088	0.0098	0.0093	0.0070	0.0101	0.0086	0.0007
平均	0.0146	0.0153	0.0150	0.0128	0.0133	0.0131	0.0019
SD	0.0039	0.0043	0.0040	0.0032	0.0025	0.0028	0.0019

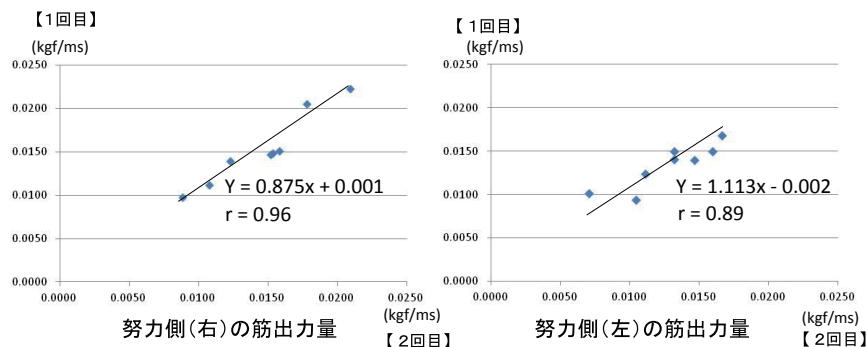


図9 左右における努力側の筋出力量 (kgf/ms) の比較

目と2回目の値は近似していた。図9は努力側の筋出力量 (kgf/ms) の回帰直線を示している。相関係数は右で $r=0.96$ 、左で $r=0.89$ と「強い正の相関¹⁰⁾」が得られた。この結果は、「口頭指示による最大等尺性収縮」の試行間差はなく、被検者から最大の努力を引き出すことができていたと考えられる。

2. 得られた筋活動の定量化とその臨床応用について

sEMG は、任意の観察したい筋から最大の筋活動を得られる部位に電極を貼り付け、その筋を最大に収縮させた時の活動を 100% とし、ある動作や運動を行った時の活動を % で表すことで、その筋の活動量を把握する。もし、筋活動が十分でなければ電極の位置を変えることもできる。健常者を対象とした計測であればこの一般的な方法が採用される。しかし、我々の目標は麻痺肢の筋緊張の変化を捉えることであるので、何らかの疾患由来の麻痺のために随意運動が困難な場合、この一般的な方法は臨床では採用できない (図 10)。そこで我々は今回紹介した「表面筋電システム」を開発し、左右両側の

上腕二頭筋から複数 (長頭と短頭) の活動量を計測し平均化することで、従来のような同側比較だけでなく対側比較の妥当性を検証することで、本システムの臨床応用への可能性についてさらに検討した。

妥当性の指標として、麻痺肢の筋緊張の変化を捉えるためには、表面電極貼付場所に一定の規則を設け、同じ筋の非麻痺肢・麻痺肢両方に表面電極を貼付し、ある運動や動作をした時の麻痺肢の筋活動量を、非麻痺肢の筋活動量を 100% とした時の割合で求める方法を採用した。図 11 は健常者における上腕二頭筋長頭と同短頭から得られた筋活動量 (iEMG/kgf) を平均化し、左右で比較した結果を示している。左右の筋活動量 (iEMG/kgf) に有意な差はなく、左右の相関係数は $r=0.91$ と「強い正の相関¹¹⁾」を示した。この結果は、同側同一筋との比較ができない場合には、反対側の筋と比較することも可能であることを示唆するものと考えられる。

そこで我々は、片側が麻痺肢と仮定した場合のシミュレーション (以下、シミュレーション) を試みた。図 12 はシミュレーション結果と実

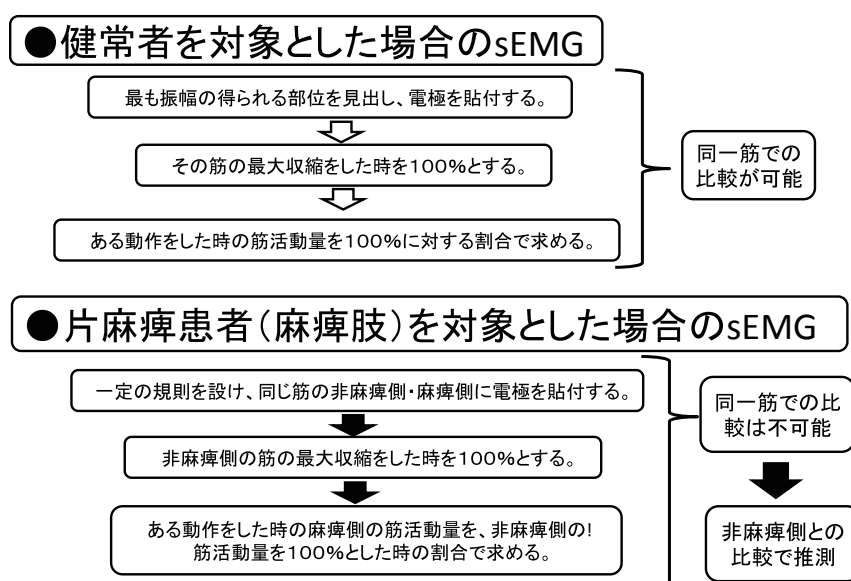


図 10 麻痺肢の sEMG 計測について

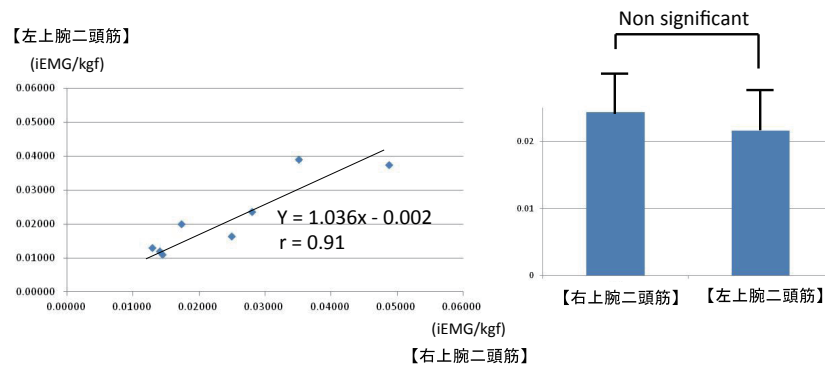


図 11 努力側上腕二頭筋の平均筋活動量 (iEMG/kgf) の左右比較

データの比較を示している。「右側を麻痺肢と仮定した場合」の【実データ】とは、基盤となる 100%筋活動量を「従来の方法通り右側の値」を用いて計算した場合の計算結果であり、【シミュレーション結果】とは、基盤となる 100%筋活動量を「反対側つまり左側の値」を用いて計算した結果を示している。「左側を麻痺肢と仮定した場合」の【実データ】とは、基盤となる 100%筋活動量を「従来の方法通り左側の値」を用いて計算した場合の計算結果であり、【シミュレーション結果】とは、基盤となる 100%筋活動量を「反対側つまり右側の値」を用いて計算した結果を示している。いずれの肢を麻

痺肢と仮定した場合でも、【実データ】と【シミュレーション結果】の相関を調べた結果、左右とも相関は非常に強く（右： $r=0.9828$ 、右： $r=0.9996$ ）、両者はほぼ一致していた。この結果は、我々が開発した「表面筋電システム」は同側同一筋との比較ができない麻痺肢の筋緊張の変化を測定し得る可能性を示唆したものと考えられた。

3. 臨床応用に向けて

連合反応の出現は、正常な運動回復を阻害し、異常姿勢を誘発し、筋短縮やそれに続く拘縮の誘因になるとも考えられており、ADL の獲得

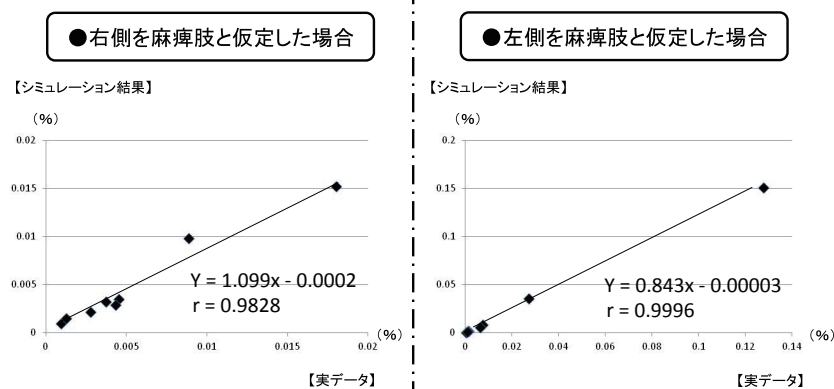


図 12 シミュレーション結果と実データとの比較

※グラフ横軸の【実データ】とは、分母となる 100%筋活動量を従来の方法通り同側の値を用いて計算した場合の計算結果を、グラフ縦軸の【シミュレーション結果】とは、分母となる 100%筋活動量を反対側の値を用いて計算した場合の計算結果を示している。

を大きく阻害するので、リハビリテーション上大きな問題と考えられている¹²⁾。そのため連合反応はOTやPTなどリハビリテーション従事者にとって適切に評価・対応すべき現象となっている。

紹介した「表面筋電システム」を臨床に応用し、連合反応を適切に評価しうるシステムへと精度を高めるためには、計測の妥当性と再現性の検証が不可欠である。

妥当性については前述の通り、努力側で求められる「片側の強力な持続収縮」と「得られた筋活動量」の定量化について検討してきた。「片側の強力な持続収縮」では収縮の強さと収縮時間をパーソナルコンピュータに取り込むことで、試行間に差はなく口頭指示で同程度の筋出力を引き出していることが示唆された。「得られた筋活動量」の定量化については、同側同一筋との比較ができない麻痺肢の筋緊張の変化を捉える場合、我々が開発した「表面筋電システム」はその筋緊張の変化を測定し得る可能性を示唆したものと考えられた。

再現性については、今後、解決すべき課題が山積している。臨床で「表面筋電システム」を用いることの最低条件として、「テスト-再テストの信頼性」の指標と考えられる相関係数は $r=0.9$ 以上必要である¹³⁾。このような高い相関係数を得るためには、検査側の課題として「表面電極の問題(事前処理、貼付位置¹⁴⁾、数など)」、「計測条件(負荷量、持続時間など)」、「共同筋の影響」、「安全管理の問題(血圧、脈拍など)」など、被検者側の課題として「年齢・性の影響」「利き手の問題」「皮下脂肪厚の問題⁸⁾」などの検証が必要である。

近年、中枢神経疾患に由来する筋緊張の変化を、sEMGを用いて調べた臨床研究結果が報告されてきている^{7,15)}。連合反応に着目した本研究も根気よく継続し、健常者を基盤とした確固たる基礎データに基づく臨床研究へと繋げてい

きたい。

謝辞

本研究で用いたシステムの構築は、平成22年度大阪河崎リハビリテーション大学共同研究費の支援を受けて実現した。本学共同研究費の申請から審査・運用まで支援いただいた前学長上好昭孝先生はじめ事務局の皆さんに感謝の意を表します。

【文献】

- 1) 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山亜兵 “表面筋電図” 東京電気大学出版局, 東京, 2006.
- 2) Bipin.B.Bhaskta, J Alaster Cozens, M Anne Chamberlain and John M Bamford. Quantifying associated reactions in the paretic arm in stroke and their relationship to spasticity. Clin. Rehabil. 2001; 15: 195-206.
- 3) Ruth Dickstein, Thomas Pillar and Nir Abukaffio. Electromyographic activity of the biceps brachii and elbow flexion during associated reactions in hemiplegic patients. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 1995; 74: 427-431.
- 4) Walshe FMR. On certain tonic and postural reflexes in hemiplegia with special reference to the so called ‘associated movements’. Brain. 1923; 46: 2-37.
- 5) 安藤一也, 杉村公也 “リハビリテーションのための神経内科学” 医歯薬出版 東京 2005.
- 6) Paul W. Hodges and Bang H. Bui. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. Electroencephalography and clinical Neurophysiology. 1996; 101: 511-519.
- 7) Sik Kim, Jeong Hwan seo and Chul Gyu song. Portable measurement system for the objective

- evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold. *Medical Engineering and Physics*. 2011; 33: 62-69.
- 8) Pawel Bartuzi, Tomasz Tokarski and Danuta Roman-Lui. The effect of the fatty tissue on EMG signal in young women. *Acta of Bioengineering and biomechanics*. 2010; 12: 87-92.
- 9) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩 “臨床運動学” 医歯薬出版 東京 2011.
- 10) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩 “基礎運動学” 医歯薬出版 東京 2012.
- 11) 縣俊彦 “やさしい保健統計学” 南江堂 東京 2004.
- 12) 沖知実 補永薫 田辺茂雄 平原由起子 正門由久 木村彰男 脳卒中片麻痺患者における連合反応と痙縮との関係. *総合リハビリテーション* 2006;34:883-887.
- 13) 山内靖、小林武、間瀬教史編 “計測法入門～計り方、計る意味” 協同医書出版社 東京 2004.
- 14) L.Mesin, R Merletti and A. Rainnoldi. Suface EMG: The issue of electrode location. *J. Electromyography and kinesiology*. 2009; 19: 719-726.
- 15) L. Bar-On, E. Aertebelien, H. Wambacq, D. Severijns, K. Lambrecht, B. Dan, C. Huenaeerts, H. Bruyninckx, L. Janssens, L.Van Gestel, E. Jaspers, G. Molenaers and K. Desloovere. A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by integration of multidimensional signals. *Gait and Posture*. 2013; 38: 141-147.