

表面筋電図の加算によるMotor Timeの測定 ——脳性まひ者への適用について——

*川間健之介

本研究は、反応運動を始点として筋電図を加算平均することによって、反応時間の構成要素であるMTを測定する方法（加算平均法）を検討した。実験Ⅰでは、健常者7名を被験者とし、等尺性、負荷、意図の各筋緊張条件のもとで肘関節屈曲運動を反応運動として、筋活動電位を測定した。その結果、従来行なわれていたMTの測定方法（RT-PMT法）と同様の結果が得られたのは、筋電図の加算波形の最大振幅の10%の振幅を波形が示した時点を筋活動の開始と同定し、MTを求める方法であった。また、この加算平均法は、反応運動以外の原因によって筋活動電位が認められる時にも有効であることが分かった。実験Ⅱではこの方法を脳性まひ者8名に適用して検討した。その結果、脳性まひ者では、RT-PMT法と加算平均法のMTに不一致が認められた。そして、脳性まひ者のMTの変動について考察され、加算平均法を適用することには問題があると結論された。

キーワード：加算平均 PMT MT 反応時間 脳性まひ

はじめに

運動の生起のメカニズムを検討するために Weiss (1965) は、反応時間 (RT) を刺激提示から筋活動の開始までの時間 (premotor time: PMT) と筋活動の開始から実際の運動が生起するまでの時間 (motor time: MT) に分けて測定した。その結果、RTの変化は主としてPMTの変化であり、同一個人内ではMTは比較的一定の値をとることが示された。Botwinick and Thompson (1966a, 1966b) はWeiss (1965) の追試を行い同様の結果を得ている。これらの研究から、PMTは中枢での処理時間を含み、MTは末梢の筋システムでの処理時間を含むと考えられている。現在、このようにRTを2つの要素に分けて測定している研究は多く、中枢性の運動障害者のRTを測定する場合には特に有効である。

ところが、PMTとMTを分ける指標となる筋活動の開始時の同定は、必ずしも容易でない場合がある。その方法も研究者によって必ずしも同じでなく、また、ある種の実験条件下や運動障害者を

被験者とした場合、反応運動によるものではない筋活動が認められ、厳密な筋活動開始時の同定が困難なことも多い。このため、客観的に筋活動開始時を同定する方法が必要となってくる。

石田・川間・久保田 (1988) は、運動反応という客観的指標を用い、筋電図を加算平均することによって筋活動開始時をもとめ、MTを測定する方法を検討した。その結果、加算波形がその最大振幅の10%に達した時点を筋活動開始時とし、そこから運動反応開始までの時間をMTとする方法が有効であることが分かった。しかし、この研究では、被験者が健常者3名、脳性まひ者3名と少なく、また、反応運動以外の原因による筋活動が含まれるような条件では検討されていない等、検討すべき問題がいくつか残されている。

そこで本研究では、実験Ⅰにおいて、健常者を被験者とし、課題運動以外の原因で筋活動が含まれる条件を設定し、石田・川間・久保田 (1988) の方法を検討する。そして、実験Ⅱにおいて、この方法の脳性まひ者への適用について検討する。

実験 I

I. 方法

1. 被験者：大学生7名

2. 実験条件：等尺性筋緊張条件（以下等尺性条件と略す），負荷筋緊張条件（負荷条件と略す），意図筋緊張条件（意図条件と略す）の3条件であり，被験者はこれらの条件のもとで予告刺激の後の反応刺激に対してできるだけ速く肘関節屈曲運動を行なう。等尺性条件では，被験者は肘関節90度屈曲位に保ち，負荷条件では，手関節部に700gの重りを装着し，肘関節を90度屈曲位に保つ。意図条件では，できるだけ速く肘関節屈曲運動ができるように上腕部に力を入れ，肘関節90度屈曲位に保つ。特に，負荷条件と意図条件では，反応運動（肘関節屈曲運動）以外の筋活動が必要となる。

3. 測定装置：刺激はオージオメーター（AA-34：RION製）により，1000Hz，90dBの純音を発生し，電子スイッチ（SB-10A：RION製）によって持続時間を予告刺激250ms，反応刺激50msにし，ヘッドホンによって被験者に与えた。両刺激の間隔は2～3秒のうちでランダムである。筋電図は，被験者の上腕二頭筋の筋腹より尺骨頭を不関電極として時定数0.03秒で単極導出する。これを生体アンプ（AB-621G：日本光電製）によって増幅し，コンピューター（PC-9801VM21：日本電気製）によって毎秒1000回のサンプリング周波数で予告刺激提示から反応刺激提示1秒後までA/D変換（A/Dモジュール，ANALOG-PRO-DMA：カノーブス電子を使用）する。さらに，これを毎秒200回の頻度で出力，D/A変換した（D/Aモジュール，DAC-98：カノーブス電子を使用）ものをペンオシログラム（8K33：日本電気三栄製）に記録する。A/D変換されたデータはフロッピーディスクに磁気記録も行なう。また，運動反応開

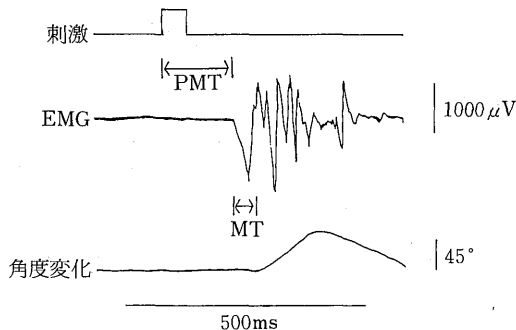


Fig. 1 筋電図の記録例（健常者，男性，等尺条件）

始時を測定するために被験者の肘関節部に角度計（G110：Penny Giles社製）を装着し，これも筋電図と同様にコンピューターによって処理する。これにより，オンラインで反応刺激提示後の0.5秒間の筋活動電位及び角度計による肘関節の屈曲角度の変化を紙幅5cmで記録することができる。

4. 手続き：被験者は椅子に座り，利き腕を肘関節90度屈曲，前腕やや回内に保つ。そしてヘッドホンを装着し，予告刺激の後の反応刺激に対してできるだけ速く肘関節屈曲運動を行なう。試行数は，各条件それぞれ20回，計60回である。被験者は10～15試行練習を行なった後に測定にはいる。なお，各条件の順序は被験者ごとに変える。

5. MTの測定：MTを測定するためにまずRTを測定した。RTは5cm/0.5secの紙記録より，反応刺激提示から肘屈曲角度の変化の開始時，すなわち反応運動開始までの時間を視察により求めた。MTの測定は，RTと同様紙記録から視察により求める方法と加算平均による方法を行なった。紙記録から求める方法では，1試行ごとに反応刺激提示から筋活動の開始までの時間，すなわちPMTを視察で求め，RTからPMTを減じることにより算出した（Fig.1参照）。したがって，1条件につき20個のMTが得られ，この算術平均を個人の代表値とした（以下，RT-PMT法と略す）。加算平均による方法では，フロッピーディスクに磁気記録した筋活動電位をコンピューター（PC-9801VM21：日本電気製）を用いて，肘屈曲角度の変化の開始時を始点として先行する300ms，後200msについて加算平均波形を求めた。そして，この加算平均波形から最大振幅を算出し，これの0%，5%，10%，15%，及び20%に達してから運動反応までの時間を読み取り，MTとした（Fig.2）。

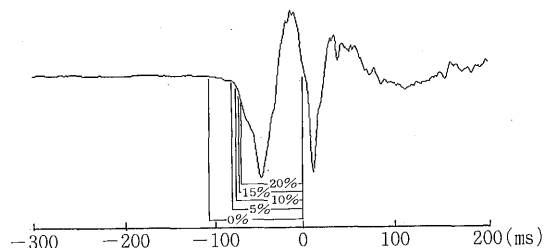


Fig. 2 加算平均波形（健常者，男性，等尺条件）

II. 結 果

Fig. 3 にRT-PMT法及び加算平均法で求めた各MTの平均値を示す。これから、加算平均法の0%と5%の基準のMTは、RT-PMT法よりも長くなっており、15%と20%の基準では短くなっていることが分かる。すなわち、RT-PMT法のMTに近い値は加算平均法の10%基準であると推測できる。しかし、条件ごとにみると等尺性条件のRT-PMT法のMTは加算平均法の5%~10%に位置し、負荷条件では10%~15%で15%の方に近く、意図条件では10%~15%となっている。

Table 1 は、各条件ごとにRT-PMT法と加算平均法のMTの相関を示したものである。これを見るとRT-PMT法との相関が高いのは加算平均法の5%~15%であり、10%がもっとも相関が高いわけではなかった。

III. 考 察

野呂 (1985) は、MTを個々の波形からPMTを読み取り、RTからPMTを減じて算出する(RT-PMT法)のではなく、刺激提示時を始点として反応時の筋電図を加算平均し、これから筋活動開始時を検出し、MTを算出する方法を提唱している。しかし、この方法は、刺激提示時を始点として加算を行なっているので、筋活動開始時の検出には不向きである。何故なら、加算平均法は、個々の事象に共通して現われる変化を明らかにするには簡便であるが、それぞれの変化がある基準に対して一定でなければ有効ではない。つまり、刺激提示から筋活動開始までの時間(PMT)が一定であればよいが、実際にはPMTは一定条件内でも個々の刺激により異なっている(Fischman, 1984)ため、加算平均を行うと筋活動開始時点は曖昧になってしまう。そこで、石田・川間・久保田(1988)は、刺激提示時ではなく、運動反応の開始時を始点に加算を行なった。この方法は、筋活動の開始から運動反応の開始までの時間(MT)が一定である(Weiss, 1965; Botwinick and Thompson, 1966a, 1966b)ことを利用したものである。その結果、加算波形の最大振幅の10%の振幅を示した時点を筋活動の開始として求めたMTが、RT-PMT法のMTに最も近いということがわかった。

本実験の結果でも、石田・川間・久保田(1988)と同様に10%振幅時のMTがRT-PMT法のMTに近いという結果が得られた。しかし、厳密にみ

Table 1 RT-PMT法と加算平均法のMTの相関

条 件	加 算 平 均				
	0%	5%	10%	15%	20%
等 尺 性	.85	.88	.87	.90	.88
負 荷	.94	.95	.94	.90	.92
意 図	.86	.97	.96	.91	.90

ると、条件によっても異なり、RT-PMT法のMTは、加算平均法の5%~15%の範囲にはあるものの、10%が基準として最も良いと断言できるものではなく、曖昧な結果となっている。このような結果になった原因としては、加算回数の違いが考えられる。石田・川間・久保田(1988)では、50~59回の加算を行なっているが、本実験では20回である。すなわち、本実験では、加算平均を行なうには測定回数が少なすぎたと言えよう。もし、加算回数が十分であれば、よりはっきりとした結果になったと思われる。しかし、通常、反応時間の測定回数は20回程度で十分であり(Hamsher and Benton, 1977)、加算平均法を用いるには20回は少

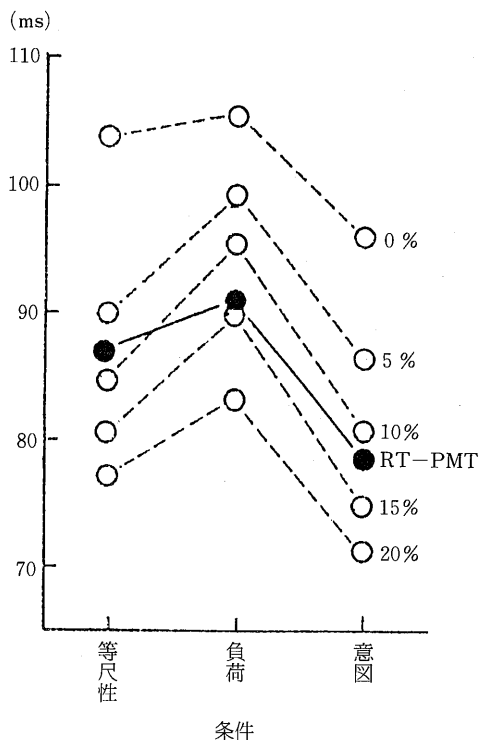


Fig. 3 各条件におけるRT-PMT法と加算平均法のMT

Table 2 被験者ごとのRT-PMT法と加算平均法のMT(ms)

被 験 者	RT-PMT	加 算 平 均				
		0 %	5 %	10%	15%	20%
Ath 1	123.0	130.4	117.1	116.4	115.8	114.2
Ath 2	101.4	80.0	77.8	77.2	76.3	53.5
Ath 3	102.1	119.6	112.6	109.5	64.2	63.3
Ath 4	82.8	88.3	82.6	76.9	70.6	62.0
Sp 1	80.6	109.8	104.1	103.8	93.3	92.7
Sp 2	124.0	122.4	122.2	122.0	121.7	121.5
Sp 3	91.0	127.8	110.1	102.5	74.0	73.1
Sp 4	68.9	86.1	71.8	66.8	62.0	61.1

ないが、RT-PMT法には妥当であると言える。加算回数については、今後検討していく必要がある。

本実験では、反応運動以外の原因による筋活動が含まれる条件での加算平均法の適用を検討するために、等尺性条件、負荷条件、意図条件で測定を行なった。その結果、Fig. 3 をみると、RT-PMT法では、負荷条件のMTが最も長く、意図条件のMTが最も短い。加算平均法のMTをみてもいずれの基準においても、RT-PMT法と同様の結果が得られている。また、Table 1 のようにいずれの条件においても高い相関があった。これらのことから、加算平均法は、反応運動以外の原因による筋活動がある場合でも十分適用できると言える。さらに言うならば、加算平均によってこのような筋活動を除外できるため、本法を検討する意義があるのである。

実 験 II

I. 方 法

1. 被験者：アテトーゼ型脳性まひ者 4 名 (男

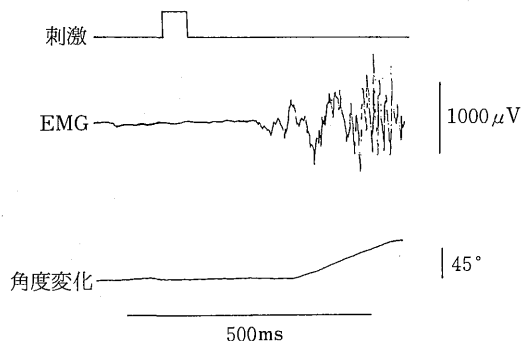


Fig. 4 筋電図の記録例 (痙直型脳性まひ者、女性)

Table 3 RT-PMT法と加算平均法のMTの相関

条 件	加 算 平 均				
	0 %	5 %	10%	15%	20%
等 尺 性	.59	.71	.76	.76	.67

性 3 名、女性 1 名)、痙直型脳性まひ者 4 名 (男性 2 名、女性 2 名) であり、年齢は 15 歳 3 カ月～29 歳 11 カ月である。被験者は、顕著な知的遅れを伴わず、肘関節屈曲運動に関して関節可動域検査、徒手筋力検査のいずれでも問題のないものである。

2. 実験条件：実験 I の等尺性条件を行なった。

3. 測定装置、手続き及び MT の測定：いずれも実験 I と同様に行なった。

II. 結 果

Table 2 に、被験者ごとに RT-PMT 法、加算平均法の各基準の MT を示す。これをみると、RT-PMT 法と加算平均法の MT の不一致が顕著であることがわかる。実験 I の結果のように加算平均の 5%～15% の基準の範囲内に RT-PMT 法の MT があるのは、Ath3、Sp3、Sp4 の 3 名である。Sp1 では 20% でもまだ長く、Ath2 と Sp2 では 0% でも短い。RT-PMT 法と加算平均法の相関

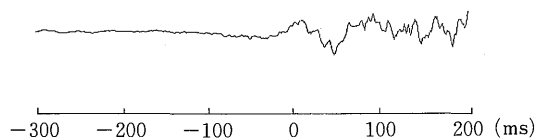


Fig. 5 加算平均波形 (痙直型脳性まひ者、女性)

をTable 3 に示す。これから、脳性まひ者では両者の相関は実験 I の健常者と比べ低い値となっていることがわかる。

III. 考 察

実験 II の結果は、加算平均法を脳性まひ者に適用する際に様々な制約があることを示している。その制約、言い替えるなら RT-PMT 法と加算平均法の不一致は、主に以下に述べる 3 つの原因のためであると考えられる。

第 1 は、加算回数についての問題である。実験 I の考察でも述べたように、20 回では十分な加算波形を得られなかった。加算回数を増やすことによって、この方法が改善される余地はあると思われる。

第 2 は、肘屈曲運動の筋活動電位の様相が脳性まひ者の中には、健常者と異なる場合があるということである。Fig. 1 の健常者の測定例では、筋活動はその開始から大きな振幅を示しているが、Fig. 4 の脳性まひ者の例では、筋活動の開始は同定できるものの、その振幅は小さく持続的である。このためこのような筋活動電位を加算した場合、Fig. 5 のように変化に乏しい波形となり、反応運動は生起しているにもかかわらず、加算平均で筋活動の開始時を検出しても、実際の筋活動の開始時とは一致しなくなると考えられる。ただし、この問題は加算回数を増やすことで解決できる可能性はあると思われる。

第 3 の原因は、脳性まひ者の MT が反応ごとに変動していることが考えられる。先に述べたように、MT は健常者では同一条件であれば、ほとんど変動しない。それ故、反応運動の開始時を始点に加算平均を求めることで、MT の測定が可能となるのであるが、MT が変動するとなれば、加算平均法は適用できない。川間・石田 (1988) は、健常者と異なり脳性まひ者では試行経過に伴って MT が変動する場合があることを、川間・石田 (1989) も foreperiod により脳性まひ者の MT が変動する場合があることを報告している。また、今回の RT-PMT 法でもとめた MT についてみると、実験 I の等尺性条件の健常者 7 名の SD は 8.4~16.8ms の範囲であるのに対して、実験 II の脳性まひ者 8 名の SD は 8.7~31.7ms の範囲で、脳性まひ者の MT のばらつきが健常者よりも大きいことが推測できる。すなわち、脳性まひ者におい

ては、健常者においては変動しないとされる MT が変動していると言える。それ故、RT-PMT 法と加算平均法とでは MT に不一致が認められることとなる。

以上の考察より、加算回数を増やしてみても、脳性まひ者の MT が変動する場合には、加算平均法による MT の測定は不適切であると言え、RT-PMT 法に頼らなくてはならないと考えられる。

付記：本研究は、平成元年度学内プロジェクト奨励研究の助成を受けた。また、実験の測定、分析にあたって、筑波技術短期大学の石田久之助教授の協力をいただいたことを付記し、心から謝意を表します。

文 献

- 1) Botwinick, J. and Thompson, L.W. (1966a): Premotor and motor components of reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 71(1), 9-15.
- 2) Botwinick, J. and Thompson, L.W. (1966b): Components of reaction time in relation to age and sex. *Journal of Genetic Psychology*, 108, 175-183.
- 3) Fischman, M.G. (1984): Programming time as a function of number of movement parts and changes in movement direction. *Journal of Motor Behavior*, 16, 405-423.
- 4) Hamsher, K.S. and Benton, A.L. (1977): The reliability of reaction time determination. *Cortex*, 13, 306-310.
- 5) 石田久之・川間健之介・久保田昌子 (1988): 表面筋電図の加算による筋運動時間の測定. *人間工学*, 24(5), 331-333.
- 6) 川間健之介・石田久之 (1988): 脳性まひ者の肘屈曲運動の反応時間一試行経過に伴う PMT, MT の変動一. *心身障害学研究*, 12(2), 31-37.
- 7) 川間健之介・石田久之 (1989): 脳性まひ者の肘屈曲運動の反応時間一Foreperiod がPMT, MT に及ぼす影響一. *特殊教育学研究*, 27(1), 21-28.
- 8) 野呂影勇 (1985): 人間工学における反応時間の測定と結果の解析. *人間工学*, 21(2), 65-70.
- 9) Weiss, A.D. (1965): The locus of reaction time change with set, motivation, and age. *Journal of Gerontology*, 20, 60-64.

Summary

Measurement of Motor Time Using the Averaged EMG: Application to Persons with Cerebral Palsy

Kennosuke Kawama

In this study, whether averaged EMG is available for measurement of motor time (MT) is experimentally discussed. In experiment 1, 7 persons without motor disability were given 60 trials consists of 3 muscular contraction conditions (isometric, weighted, intentional). Subjects were asked to respond to the audio stimulus by flexing the elbow on their preferred side. EMGs were recorded from biceps brachii on their preferred side. Reaction time (RT) was fractionated into premotor time (PMT) and MT based on difference between the EMG and elbow flexion response. MT was calculated by subtraction PMT from RT (RT-PMT method). Another method was the averaged EMG method. In this method, MT was the duration between the initiation of reaction movement and the time of 0 (5, 10, 15, 20) % amplitude of the peak amplitude in averaged EMG. The results are summarized that MT of 10% amplitude of averaged EMG is relatively corresponded with that of RT-PMT method, and that the averaged method is available for measurement of MT regardless of muscular contraction condition. Experiment II examined application of the averaged EMG method to persons with cerebral palsy. For that purpose, 8 persons with cerebral palsy (of whom 4 were athetotic and 4 were spastic) enrolled in the isometric muscular contraction condition of Experiment I. The result suggested that MT of RT-PMT method was not corresponded with that of averaged EMG method because of fluctuation of MT in cerebral palsied subjects. Consequently, it is concluded that application of the averaged method to persons with cerebral palsy has to be given careful consideration.

Key word : averaged EMG premotor time motor time reaction time cerebral palsy