

## 筋緊張解析システムの試作

木村貞治\* 藤原孝之\*\*

### A tentative system for muscle-tonus analysis

The purpose of this study is to built quantitative and qualitative analysis system for muscle tonus by passive stretch which is used in clinically. The passive stretch at 150 and 200 degree per second generated by torque motor was added to the Biceps Brachii in thirteen healthy subjects and the electromyographic (EMG) response, torque, angular displacement and angular velocity were evaluated at both the resting and voluntary isometric contractive state with 10% or 20% of maximal voluntary contraction (MVC). The results obtained were :

- 1) EMG response was not observed without any voluntary efforts of biceps muscle.
- 2) In volutary contraction, although decrease of EMG burst of Biceps Brachii was observed at 350msec before stretch, it was considered to be caused by unexpected previous mechanical sound of torque motor.
- 3) We could find three segmental components of EMG burst at the latencies of 10-30ms, 40-55ms, and 60-90ms only when the passive stretch was enforced in the condition of 20% MVC and 150 degree per second.
- 4) Though EMG burst of Triceps Brachii was observed at the same period of mechanical interruption of torque motor, it was supposed that reflective muscle contraction of Triceps Brachii was induced by abrupt interruption of inertial stretch.

Generally, EMG response at the latency of 40-90ms by passive stretch is called long latency reflex, long loop reflex, spino-bulbo-spinal reflex (SBS) and transcortical reflex. However, physiological mechanisms of the above mentioned segmental EMG components are not determined by these latencies in this experiment.

**Key words** ; muscle tonus, passive stretch, EMG analysis

### はじめに

脳血管障害やパーキンソンニズムなど中枢神経疾患患者の日常生活動作を大きく阻害する

因子として、痙縮 (spasticity), 固痙縮 (rigido-spasticity), 固縮 (rigidity) などの筋緊張異常があげられ、臨床的には他動的伸張刺激に対する抗力の様子から大まかな評

\* 信州大学医療技術短期大学部研究生 ; Teiji Kimura, Research Student, Sch. Allied Med. Sci. Shinshu Univ.

\*\* 信州大学医療技術短期大学部理学療法学科 ; Takayuki Fujiwara, Dept. of Physical Therapy, Sch. Allied Med. Sci. Shinshu Univ.

価・分類がなされている。

また、痙縮の客観的評価法としては、H波を測定する方法<sup>1)~6)</sup>、アキレス腱反射を利用する方法<sup>7)8)</sup>、下腿の自然落下に対する懸振性を測定する方法<sup>9)10)</sup>、他動的伸張に対する抗力を測定する方法<sup>11)12)</sup>、拮抗運動転換時間を測定する方法<sup>13)</sup>などが報告されているが、臨床的な他動的伸張法に則って、その伸張速度・伸張持続時間を吟味したうえで、定量的・定性的に解析・検討された報告は認められない。

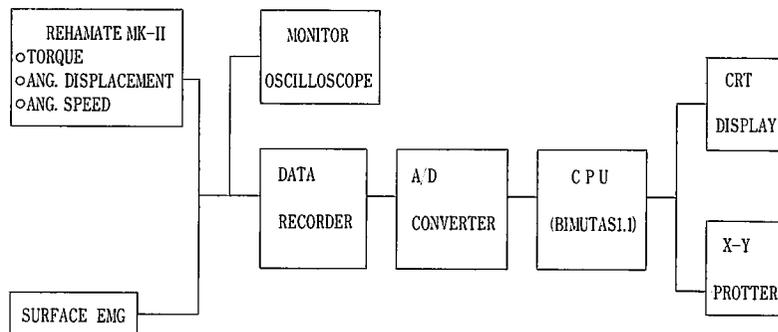
また、これらの筋緊張異常に対する理学療法プログラムとして、徒手または装具による持続的伸張、冷刺激などの物理療法が一般的に行われているが、これらの治療プログラムの効果を筋緊張のタイプ別に、刺激の速度・時間・強度や刺激除去後の筋緊張の経時的変動という基本的な観点から全体論的に分析している報告も認められないのが実情である。

しかし、筋緊張異常に対する理学療法プログラムの妥当性を考える場合、種々の治療手技別の治療前後における筋緊張の経時的変動特性を全体論的に解析することは、最も基本的な検討課題と思われる。何故ならば、まず第一に、筋緊張異常は上述の如き3型に大ま

かに分類されるが、これらの筋緊張異常を単に一つの筋緊張亢進状態としてとらえてしまい、断片的な伸張刺激を加えても、その効果は、対象の筋緊張異常のタイプによって異なるからである。すなわち、持続的伸張は、脳血管障害など主に錐体路系が障害された場合に起きる痙縮に対しては有効な場合があるが、パーキンソニズムなど主に錐体外路系が障害された場合に認められる固縮に対しては、必ずしも有効とは言えず、むしろ tonic discharge を増加させてしまっている場合があることを我々は予備実験において確認している。

また、第二に、短時間伸張刺激を加え、一時的な筋緊張の軽減が得られても、その治療効果は、その後の本人の随意的運動、肢位・姿勢の変化によって惹起される、いわゆる、姿勢緊張 (postural tone)、精神的興奮、全身または筋の疲労、温度など物理的環境因子など種々の要素によって大きく影響されることが臨床で認められるからである。

そこで、今回筆者らは、筋緊張評価法として、トルクモーターを用いて安静時および等尺性随意収縮時の肘関節に他動的伸張刺激を加え、その時の抗力をトルクモーターを用いて計測すると同時に、伸張反射性放電を表面



図一1 システムのブロック・ダイアグラム

筋電図で観測するシステムを設定した。そして、その結果を用いて伸張速度、伸張時間、随意的筋収縮量が筋緊張に与える影響を評価するシステムを試作し検討したので報告する。

### 方法と対象

健康成人13例（男9例，女4例）を対象とした。年齢は、18歳から41歳で、平均23.9歳であった。測定肢は、左肘関節9例，右肘関節4例であった。

実験を実施するにあたって、被験者にその目的および方法を説明すると同時に検者がモデルとなってデモンストレーションを実施し安全性を認識させ、実験に対する被験者としての了解を前提条件とした。

実験手順としては、まず、被験者にベッド上安静仰臥位をとらせ、トルクモーター（川崎重工製リハメイト RX-100 改良型）のアームを被験者の肘関節軸に合わせ、本実験のために生体にフィットするよう改良したアタッチメントを前腕回外90°にて、前腕部に装着した。肩関節10°外転，5°外旋位，手指は自由とした。また、直径8mmの銀/塩化銀電極を上腕二頭筋および上腕三頭筋の筋腹中央に2.5cmの間隔で貼付した。そして、その際の皮膚のインピーダンスは20-500Hzの範囲でできるだけ2K $\Omega$ 以下になるよう皮膚に対する前処置を実施した。

次に、安静時の筋緊張の測定として、被験者に深呼吸させ、十分にリラックスさせた上で、リハメイトの等速2（他動運動）モードを用い、肘関節を他動的に0°から80°そして再び0°まで5回往復させた時の抗力と伸張反射性放電を観測した。他動的伸張刺激の角速度は、30，90，150，210，230°/secの5段階を用い、各測定ごとの時間間隔は3分以上とした。

また、等尺性随意収縮時の測定は、最大随意収縮（MVC）の10%および20%をI-EMGとトルクで視覚的にフィードバックさせながら、肘関節屈曲を数秒間維持している上腕二頭筋に対してランダムな時間間隔で150°および200°/secの伸張刺激を加えた。その際、被験者には、ただ単に随意収縮を維持するようだけに指示し、伸張時に被験者がそれに逆らって元の位置を保持しようとする“resist”または伸張されるままに任せる“let-go”などの刺激に対する意図的な調整に関しては指示を与えなかった。

他動的伸張刺激における測定パラメータのうち、トルク、関節角度、関節角速度は、改良されたリハメイトのアナログ出力端子より導出した。また、伸張反射性筋放電は表面電極を用いて導出し、メモリーオシロスコープ（日本光電製 VC-10）および筋電図・誘発反応検査装置（日本光電製 MEM-4104）にて処理した。

次に、それぞれの出力信号をモニターオシロスコープ（日本電気三栄製 2G66）にて確認しながら、カセットデータレコーダー（ミネベヤ製 RCD-728）に一旦記録した後、同時サンプリング機構式 A/D コンバーター（キッセイコムテック製 KC-210）を介して、サンプリング・レート 1KHz でパーソナルコンピューター（NEC：9801 VX-41）に取り込んだ。この保存データは、多用途生体情報解析プログラム（キッセイコムテック製 BIMUTAS ver. 1.1）により筋放電位の積分処理などの解析を実施した。

## 結 果

### 1 安静時

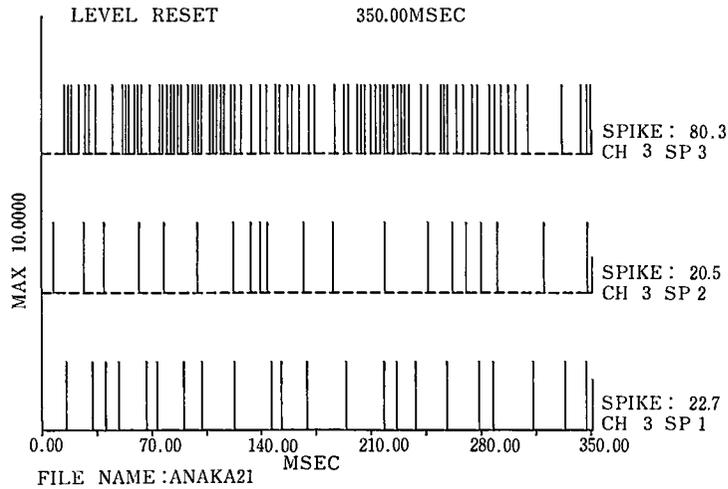
安静時では、30，90，150，210，230°/sのどの角速度における他動的筋伸張でも、抗力

としてのトルクおよび伸張反射性筋放電は認められなかった。

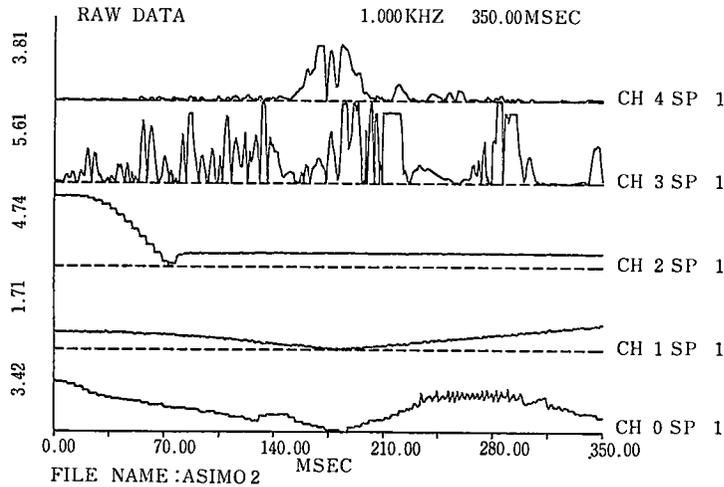
2 等尺性随意収縮時

2.1 最大随意収縮力 (MVC) の10%および20%で持続的等尺性筋収縮の努力をさせて

いても、装置の構造上、他動的伸張が開始される直前約0.5秒で予測可能な動作音が発生し、それに引き続いていわゆる「かまえ」の現象として筋放電量が減少することが全例で確認された(図2参照)。



図一 2 等尺性随意収縮時の急速肘関節他動伸展前後における上腕二頭筋の表面筋電位。350msのサンプルを、下段：対照、中段：伸展直前、上段：伸展開始直後に配列し、level reset integration 処理をほどこしたものである。伸展直前に約10%の筋放電の現象が認められる。

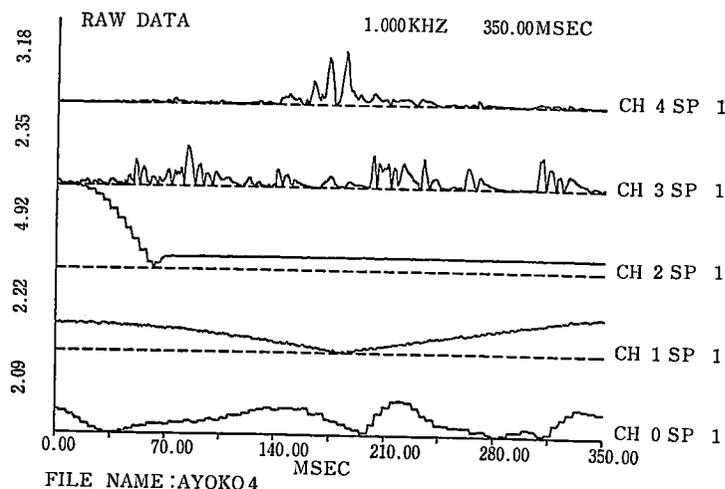


図一 3 20% MVC で等尺性筋収縮をさせながら急速他動伸展を加えたときの上腕二頭筋の筋放電。下段から、トルク、角度、角速度、上腕二頭筋の筋放電および上腕三頭筋の筋放電を示す。

2.2 10% MVC-150°/s, 20% MVC-150°/s, 10% MVC-200°/s, および20% MVC-200°/s の各条件で肘関節の他動的伸張を加えた結果, 6例中5例に20% MVC-150°/s の条件で, 伸張開始からの潜時約10~30, 40~55, 60~90ms に複数の頂点をもつ筋

放電群を確認した。その他の条件では顕著な筋放電パターンは確認できなかった(図3参照)。

2.3 急速肘関節伸張終了時に一致して, 拮抗筋である上腕三頭筋の筋放電増加が認められた(図4参照)。



図一 4 急速肘関節他動伸張終了時に一致した上腕三頭筋の筋放電の増加(最上段)。下段から, トルク, 角度, 角速度, 上腕二頭筋の筋放電および上腕三頭筋の筋放電を示す。

## 考 察

筋緊張の亢進している症例において, 四肢の筋群を他動的に伸張すると, いわゆる, ジャックナイフ現象や鉛管様抵抗, 歯車様抵抗などが確認できる。従来, この方法による評価は, その程度の主観的段階を表現するにとどまっている。そこで, 本研究では筋緊張の定量的評価法を模索し, あわせてそのシステムの構築を目標に, 第一段階として健常人を対象にして静的・動的な状態にある筋を他動的に伸張する事により得られる筋放電様式の変化の解析を行った。

安静時に筋を他動的に伸張してもトルクおよび筋放電が観測されなかったのは, 反射

性・随意性の筋収縮が存在しなかったことを意味するものではない。骨格筋の特徴から考えても, 今回の実験で用いた 30~230°/s という伸展速度では, 当然, 反射性筋放電が起っているはずである。ただ, 表面筋電図法によっては導出できなかった, とすることが妥当と思われる。また, 当然のことながら, 筋緊張亢進状態にある筋群からは持続性・相動性の伸張反射性筋放電が観察できると推察される。

次に, ある程度の随意的収縮をさせている状態で急峻な伸張を加えられた筋群からの筋放電の解析に焦点を合せてみる。Ghez ら<sup>14)</sup>(1978)は急速な関節角度変化に引続いて起る四肢筋の筋放電を, M1(潜時10ms), M2

(30ms) および M3 (60ms) の各要素に分類している。また、Lee ら<sup>15)</sup> (1982) は M1 (30-35ms) と M2-3 (55-65ms) に分け、後者の成分の中に長潜時反射の存在を示唆している。またその出現率はおよそ40-50%としている。そのほか、Hagbarth ら<sup>16)17)</sup> (1980, 1981), Marsden ら<sup>18)~21)</sup> (1972, 1976, 1977a, 1977b) および Tatton ら<sup>22)~25)</sup> (1975, 1975, 1978, 1979) は、長脊髓反射や大脳皮質の関与を示唆する考察を行っている。

今回我々が使用したシステムは、構造上、ランダム・スタートを採用しても他動伸張動作開始前約 0.5 秒に予測可能な動作音が発生する。それに引き続いて、特別な指示なしに随意収縮時の筋放電量が減少したことは、聴覚入力が大脳皮質感覚野を介してなんらかの形で関与していることが考えられるが、今回の実験では、マスキング・ノイズなどを使用した証明実験は行っていない。したがって、これは一連のオリエンテーションにより、被験者が次におこる事象を予測したための、いわゆる、「かまえ」の現象として考察するとどまった。

等尺性随意収縮時の急速な他動的伸張に対応する筋放電群については、結果に述べたごとく、20% MVC-150°/s の条件下で前述の M1, M2, M3 または M2-3 に相当すると考えられる放電群を確認した。他の条件で明確なパターンを確認できなかった理由は定かではないが、一つには、少数例であったため出現率に対する検討ができなかったことがあげられる。M1 に相当する 10-30ms の潜時を有する筋放電群は、諸家の報告と併せて考察しても急速伸張刺激に対する脊髓反射性の要素とすることが妥当であると思われる。しかし、40-55ms と 60-90ms の潜時で出現する群については、この結果に限局すれば、それ

が大脳皮質を経由する長潜時反射と規定することには無理があると思われる。M3 以後の成分については、潜時からのみ考えれば皮質関与は否定できないが、それを肯定する先行研究がヒト以外の動物による破壊実験の結果であることは疑問の残るところである。ちなみに、Ishikawa ら<sup>26)</sup> (1984) と藤原<sup>27)</sup> (1988) はヒトの脊髓-延髄-脊髓反射の潜時を 70-80ms と同定している。Creed ら<sup>28)</sup> (1972) は M2 についても、ネコによる破壊実験の結果から脊髓性の伸張反射による放電の可能性を示しているが、我々の結果と対応させると、潜時に多少のずれがある。40-55ms と 60-90ms の群をまとめて M2-3 に対応させることにより、30ms までを脊髓性要素、40ms 以後を主に脊髓より上位の要素が関与していると考えることが妥当であると思われる。

最後に、急速肘関節他動伸張終了時に一致した上腕三頭筋の筋放電出現についてであるが、これは前腕の伸張終了にともない、設定した最終角度で上腕三頭筋の慣性短縮が急激に妨げられることに起因する、同名筋の伸張反射性筋放電であると考えられる。前腕の固定は経皮的に行っているため、固定装具の中でも多少の運動は起り得る。また、上腕固定の不十分さによる肘関節の動きも排除しきれないことが考えられる。

今後の課題としては、本システムに改良を加え、臨床例を対象に検索を重ね、筋緊張異常の解析におけるデータ・ベース作成のための基礎資料を構築して行きたい。

## ま と め

臨床的な他動的筋伸張刺激による、客観的かつ再現性の高い解析法および筋緊張異常に対する理学療法プログラムの妥当性を検討するためのシステムを開発・試作した。今回は、

実際の疾患群における観測の前段階として、健常成人での安静時および随意収縮時の肘関節筋群を対象とした。測定パラメーターとして、上腕二頭筋および上腕三頭筋の表面筋電図、伸張に対する抗力としてのトルク、関節角度、関節角速度を導出した。

- (1) 安静時では、 $30^{\circ}/s$  から  $230^{\circ}/s$  のどの角速度においても、伸張反射性筋放電および抗力としてのトルクの発生は認められなかった。
- (2) 最大随意収縮の20%で収縮させている肘関節屈筋に対して、予告なしに  $150^{\circ}/s$  の角速度で他動的伸張刺激を加えた結果、伸張開始から10~30, 40~55, 60~90msの潜時で分節的な筋放電群を確認した。
- (3) M1に相当する潜時10~30msの筋放電群は脊髄性の伸張反射性放電と思われるが、M2-3に相当する潜時40~90msの筋放電群は、ヒトにおける Spino-Bulbo-Spinal reflex (SBS) の潜時が約70~80msであることから考えると、必ずしも皮質経由の長潜時反射と断定することは難しく、より詳細な分析の必要性が示唆された。
- (4) 本システムの問題点として、他動的伸張開始直前のトルクモーターの起動音が被験者に与える影響が確認された。

上記の結果より、基本的には、他動的伸張による筋緊張評価を客観的に再現することが可能であることを確認した。今後、本システムにより疾患群を対象にした解析を試み、筋緊張異常の評価や、それに対する理学療法プログラムの妥当性を検討する手段として応用したい。

## 文 献

- 1) 井奥匡彦：誘発筋電図による筋トーンの分析，最新医学，28：235-242，1973.
- 2) 井奥匡彦：筋・神経系の電気診断(10)—H波および回復曲線—，総合リハ，6：741-746，1978.
- 3) 長尾史博他：片麻痺患者の最大振幅(H)/刺激強度(V)比とアキレス腱反射の比較について，総合リハ，9：883-888，1981.
- 4) 和田伸一他：痙性の量的表現法に関する臨床生理学的研究，脳波と筋電図，8：175-180，1980.
- 5) 藤原哲司他：痙性麻痺におけるH波の検討，臨床脳波，21：412-469，1979.
- 6) Burke D. et al. : Autogenic effect of static muscle stretch in spastic man, Arch. Neurol. 25 : 367-372, 1971.
- 7) 軸屋和明他：脛骨神経を電気刺激したときの足部運動のシミュレーション，電子情報通信学会，28：21-28，1987.
- 8) 明石 謙他：痙性の評価と物理療法，総合リハ，3：13-21，1975.
- 9) 山崎 忠他：痙性の治療効果の判定，理作療法，3：58-61，1969.
- 10) 岸本信夫他：筋緊張の評価法の検討理学療法学，13：349-355，1986.
- 11) 神沢信行他：痙性に対する理学療法理学療法学，15：109-1988.
- 12) 小田邦彦他：他動的伸張に対する抗力より見た痙性の客観的評価の試み，理学療法学，13：130，1986.
- 13) 嶋田智明他：拮抗運動転換時間よりみた痙性の客観的評価の試み，理作療法，10：713-717，1976.
- 14) Ghez C. et al. : Spinal mechanisms of the functional stretch reflex, Exp. Brain Res., 32 : 55-68, 1978.
- 15) Lee RG. et al. : Long latency reflexes to imposed displacements of the human wrist : dependence on duration of movement, Exp. Brain Res., 45 : 207-216, 1982.
- 16) Hagbarth KE. et al. : Segmentation of human spindle and EMG response to sudden muscle stretch, Neurosci. lett., 19 : 213-217, 1980.
- 17) Hagbarth KE. et al. : Grouped spindle

- and electromyographic responses to abrupt wrist extension movements in man, *J Physiol (Lond)*, 312 : 81-96, 1981.
- 18) Marsden CD. et al. : Servo action in human voluntary movement, *Nature*, 238 : 140-143, 1972.
- 19) Marsden CD. et al. : Stretch reflex and servo action in variety of human muscles, *J Physiol. (Lond)*, 259 : 531-560, 1976.
- 20) Marsden CD. et al. : The effect of posterior column lesions on servo responses from the human long thumb flexor, *Brain*, 100 : 185-200, 1977.
- 21) Marsden CD. et al. : The effect of lesions of the sensorimotor cortex and the capsular pathways on servo responses from the human long thumb flexor, *Brain*, 100 : 503-526, 1977.
- 22) Tatton WG. et al. : The effect of postcentral cortical lesions on motor responses to sudden limb displacements in monkeys, *Brain Res.*, 96 : 108-133, 1975.
- 23) Tatton WG. et al. : Evidence for abnormal long-loop reflexes in rigid Parkinsonian patients, *Brain Res.*, 100 : 671-676, 1975.
- 24) Tatton WG. et al. : Long-loop reflexes in monkeys : An interpretative base for human reflexes. *Progress in clinical neurophysiology*. Karger, Basel, p 229-245, 1978.
- 25) Tatton WG. et al. : Input-output properties of motor unit responses in muscles stretched by imposed displacements of the monkey wrist, *Exp. Brain Res.*, 37 : 439-457, 1979.
- 26) Ishikawa T. et al. : Characteristics of the Spino-Bulbo-Spinal Reflex with Evoked EMGs in Human Subjects. *Int. J. Sports Med.*, 5 : 187-192, 1984.
- 27) 藤原孝之 : 生理学と理学療法との接点, *理・作・療法*, 22 : 15-18, 1988.
- 28) Creed RS. et al. : Reflex activity of the spinal cord. Oxford University press 1972.

受付日 : 1988年10月29日

受理日 : 1988年12月9日