

肢位変化が反応動作の開始に及ぼす影響—筋電図と MEP による解析—

笠井達哉

広島大学総合科学部保健体育講座

(1990.10.31受理)

**Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) position of the upper limb on initiation of phasic voluntary contraction of wrist
— Electromyographic and motor evoked potential's (MEP's) analysis —**

Tatsuya KASAI

Abstract

Proprioceptive neuromuscular facilitation or PNF techniques are often used to induce muscle relaxation and increase joint range of motion. Moreover, the facilitating position of PNF for muscle reeducation induce faster electromyographic reaction time (EMG-RT or EMG latency) in the intended muscle than in the anatomical or kinesiological reference position (neutral position ; N) . Thus, the postural modifications of a responding limb can influence the initiation of movements. Since it is presumed that both central direction and peripheral feedback are involved in the initiation of movements at the postural modifications of a responding limb, both influences can be analyzed by measuring EMG latencies of a limb and motor evoked potentials (MEPs) at different postures.

Therefore, in the first experiment I attempted to analyze the effect of the peripheral feedback arising from the PNF position on EMG latency of the upper limb muscles (M. Brachioradialis, M. Triceps brachii and M. Deltoideus) . The means of EMG latency in each muscle was shorter in PNF than in N position.

The motor cortex can be excited in normal subjects using electromagnetic stimulation, and the amplitude and the latency to the motor evoked muscle action potential (MEP) allows as assessment of the integrity of corticospinal tracts. Therefore, in the second experiment I applied this technique in the four subjects to investigate the neural mechanism of the effect of PNF position on MEPs. The successful application of this technique suggests that electromagnetic stimulation of the motor cortex has the potential to allow detection of the different effect in the motor cortex in the N and the PNF position.

I. はじめに

身体運動の巧緻的で効率の良い遂行に際しては、運動開始前の四肢ならびに体幹部の位置変化

の影響は重大で、その適切な統合の如何が運動のできばえを大きく左右する。この統合機能は上位運動中枢が制御しているわけであるが、その制御機構はそれほど単純ではない。すなわち、その運動の遂行に際して、最適の筋の組合せを作ると同時に、その運動の遂行に伴って時時刻刻と変化する四肢ならびに体幹部から上がってくる求心性情報を読み込みながら、筋の組合せのタイミングと強さを次々と変えていかなければならないからである(笠井, 1990)。それでは、このような筋の組合せや強さの変化を、われわれの脳はいったいどのようにコントロールしているのだろうか。

運動の開始の早さ(反応時間)が、運動開始前の肢位変化によって影響されることはよく知られた事実である(Schmidt, 1967; Nakamura ら, 1979; Taniguchi ら, 1980; 笠井, 1981a; Taniguchi ら, 1984; 奈良と笠井, 1989)。これは、その運動に主動筋として働く筋が、その肢位変化によってその長さを変えられることにより、運動出力機構に神経生理学的変化が起こるためと解されている(Mark ら, 1968; Smith, 1974; Moore と Hutton, 1980; 笠井, 1981b; Robinson ら, 1982; Weiss ら, 1986; Etnyre と Abraham, 1986; Condon と Hutton, 1987; Romano と Schieppati, 1987; Guissard ら, 1988)。また、この運動開始前の肢位変化は、その運動に関わる複数の筋の時間的組合せとその活動順序にも影響することが報告されている(斉藤ら, 1979; Furubayashi と Kasai, 1990)。このような変化をもたらす肢位変化の中で、特に運動療法として多用されているものに神経・筋促通肢位(proprioceptive neuromuscular facilitation position; PNF 肢位)がある。この肢位は、四肢の関節の可動性を高める有効な方法と考えられており(De Vries, 1962; Holt ら, 1970; Tanigawa, 1972; Sady ら, 1982; Lucas と Koslow, 1984; Hardy, 1985; Hardy と Jones, 1986; Etnyre と Lee, 1987; Osternig ら, 1987)、正しい身体運動の再学習の手段として多用される(Snyder と Forward, 1972; Hartley-O'Brien, 1980)。それでは、このような肢位変化が運動の開始に有効に働く運動神経生理学的機序をどのように考えたらよいものであろうか?

そこで、運動開始前の肢位変化が、その運動に関わる複数の筋群の時間的組合せにどのような影響をもつものかについて、すでに斉藤ら(1979)が報告している上肢のPNF肢位の結果について追試を行った。そして、その運動神経生理学的機序を知る目的で、それぞれの肢位変化で運動の開始に関わる複数の筋からMEP(motor evoked potential)を記録し、解析を行った。

II. 方 法

被検者はすべて右利きの成人(男子6名, 女子1名)であった。被検者に右上肢による基本肢位(肩関節0度, 肘関節180度伸展; N肢位)と促通肢位(肩関節135度外転, 45度水平内転, 35度内旋, 肘関節90度屈曲; PNF肢位)をとらせ、口頭による「用意!」の予告信号の後、ランダムな時間間隔で呈示される短音刺激により、右手首関節の伸展反応動作を行わせた(反応時間課題)。この反応動作に関わる近位(腕撓骨筋, M. Brachioradialis; B)、中位(上腕三頭筋, M. Triceps brachii; T)、遠位(三角筋, M. Deltoides; D)の3つの筋から表面筋電図(日本光電社製, 生体増幅器; AB-620G, タイムコンスタント0.03秒, 記録器; WT-685G)を記録した。得られた筋電図記録から、3つのそれぞれの筋の潜時(EMG-latency)を計測した。

反応動作は、2つの肢位とも10試行を1ブロックとして6ブロックずつ、それぞれ60試行ずつ行わせた。この中から第一ブロックおよび各ブロックの第一試行を除外した。これは、反応動作の変動性の影響(第一ブロックは練習)と肢位を変えたことによる変化の中に、前の試行の影響が混入するのを避けるために採られた処置である。また、明らかな誤り試行は除外して、それぞれの肢位で40—45試行をデータとして採用した。得られたデータからB, T, Dの3つの筋の筋

放電開始順序の組み合わせパターン（例えば、BTD なら B, T, D の順序で筋放電が開始したことを示す）の出現頻度を計算した。また、B, T, D それぞれについて EMG-latency の平均値も算出した。

次に、肢位変化によって上肢筋群の興奮性がどのような影響を受けるものかを検討する目的で、前述の 2 肢位で 4 名の健康成人について 2 つの筋（B と T）について MEP を記録した（笠井, 1989b）。三角筋（D）について MEP を記録しなかった理由は、上肢 PNF 肢位は三角筋の不随的な筋収縮を伴うため、他の 2 つの筋とは著しく条件が異なるためである。

MEP を記録するために磁気刺激装置を用いた（Magnetic stimulator : CADWELL 社製, Model : MES -10, 直径 8 cm の磁気コイル, 5000Hz, 5 サイクルのサイン波, 最高出力 2.2 テスラ）。国際脳波記録法（10—20 法）にもとずいて、磁気刺激装置の刺激コイルを左運動野の上肢支配領野（C 3）に置いた（笠井, 1989a）。この領野を刺激することから（閾値の 1.1—1.3 倍の強度）、右上肢の肢位変化に伴う MEP を記録した（図 3 の A 参照）。それぞれの肢位で 3 回ずつ、被検者間でランダムな順序で MEP を記録した。それぞれの肢位で、得られた 3 回の MEP の振幅および潜時の平均値を求め、個人の代表値とした。

Ⅲ. 結 果

図 1 に基本肢位（N）と促通肢位（PNF : P）での、3 つの筋（B, T, D）の筋放電潜時をどの筋から順番に放電したか、言い替えば筋放電の開始順序に従って BTD（B, T, D の順序で潜時が短い）、BDT（B, D, T の順序で潜時が短い）等の記号で表し、その出現頻度を個人の代表例（A ; 被検者 A. N）と全被検者の平均値（B）で示した。この結果、手首関節の反応動作に伴う筋放電開始潜時は、BTD として示したように運動を行う関節に近い筋から順に筋放電が開始されるパターンの出現頻度が一番高いことがわかった。その上、その出現頻度は N 肢位に比べて P 肢位において有意に高くなった（Subject : A. N の N と P の BTD の場合、 $\chi^2=7.4$, $df=1$, $P<0.01$, BDT の場合、 $\chi^2=16.9$, $df=1$, $P<0.01$; 全被検者の平均値でみた場合、図 1 B の BTD の場合、 $t=3.26$, $df=6$, $P<0.02$ ）。

次に、前述の N 肢位と P 肢位の肢位変化に伴う違いがどうして起こったかを解析する目的で、全被検者について 2 つの異なった肢位で、3 つの筋の筋放電開始潜時にどのような違いが起こったかを検討した結果を図 2 に示した。この結果

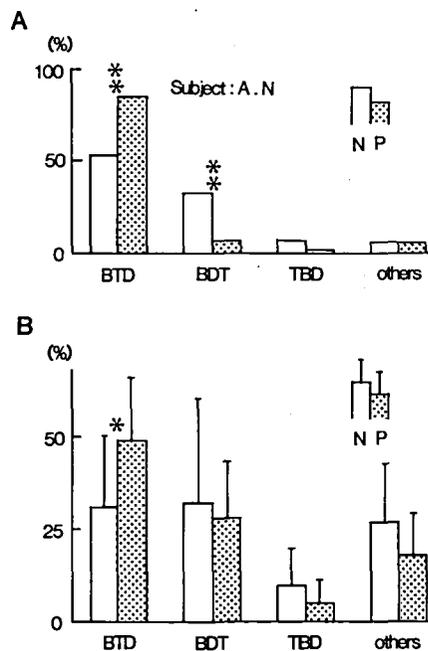


図 1 : A : 被検者 A. N の N 肢位（基本肢位）と P 肢位（促通肢位）での 3 つの筋（腕撓骨筋 ; B, 上腕三頭筋 ; T, 三角筋 ; D）の筋放電開始順序パターンの出現頻度。例えば、BTD は B・T・D の順序で筋放電が開始することを示す。B : 全被検者 7 名の各筋放電開始順序パターンの出現頻度の平均値と標準偏差。A, B の結果は、手首関節の反応動作において、それに近い関節から順に筋放電が開始される頻度が N 肢位に比べて P 肢位で高くなることを示す。

より、B・T・Dすべての筋においてN肢位に比べてP肢位において筋放電開始潜時は短縮していた (B; $t=4.44$, $P<0.01$, T; $t=2.49$, $P<0.05$, D; $t=3.10$, $P<0.05$, すべて $df=6$)。しかも、この短縮量はBにおいて一番大きかった ($F=5.11$, $df=2/18$, $P<0.05$)。この結果から、運動の起こる関節に一番近い筋から順に筋放電が開始するという、複数の筋の筋放電開始に関わる運動学的整合性は、N肢位に比べてP肢位で促進されることがわかった。

次に、N肢位に比べてP肢位において筋放電開始潜時が有意に短縮した機序を解析する目的で、N肢位とP肢位におけるMEPの変化を調べた。図3のAは、実際のMEPの記録をその代表例で示したものである。この実際の記録例から明かなことは、N肢位に比べてP肢

位においてMEPの振幅が増大することであった。特にそれは、腕撓骨筋 (M. Brachioradialis; B) において顕著であった。そこで、両者の振幅の違いを全被験者の平均値で示したのが図3のBである。これより、両者は統計的にも有意な差であった (M. Brachioradialis; $t=3.79$, $P<0.05$, M. Triceps brachii; $t=5.81$, $P<0.05$, どちらも $df=3$)。また、同じ筋であってもMEPの出現する潜時は、N肢位とP肢位の間で明かな違いが認められた。すなわち、MEPの潜時はP肢位において短縮した (図3 Aおよび表1)。

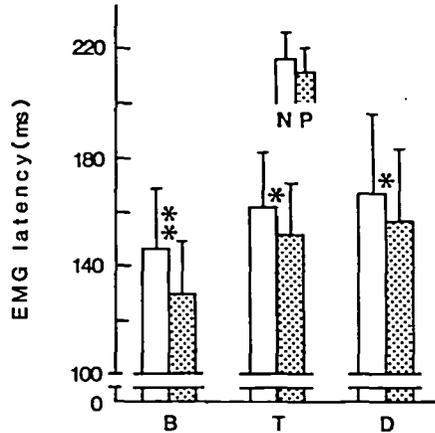


図2 全被験者のN肢位とP肢位での3つの筋の潜時差。N肢位に比べてP肢位で潜時は3つの筋とも有意に短くなることを示す。同時に、その短縮の量はB, T, Dの順序で大きいことを示す。

表1. N肢位 (基本肢位) とPNF肢位 (促通肢位) における腕撓骨筋と上腕三頭筋のMEPの潜時 (全被験者4名の平均値と標準偏差; 単位はミリ秒)

	腕撓骨筋	上腕三頭筋
N肢位	18.0 (0.2) *	15.7 (0.4) **
PNF肢位	15.5 (0.4)	11.3 (0.6)

注: *は $P<0.05$, **は $P<0.01$ を表し、N肢位とPNF肢位との間の有意水準を示す。

IV. 考 察

運動開始前の肢位変化が、運動の開始の早さ (反応時間) に影響を及ぼすという報告を確認する目的で、上肢の促通肢位 (PNF肢位) で手首の伸展反応動作を行わせ、その運動に伴って発現する3つの筋 (腕撓骨筋, 上腕三頭筋, 三角筋) の筋放電開始潜時を基本肢位 (N肢位) のそれと比較したところ、PNF肢位で有意に短縮した。しかも、それぞれの筋の潜時の短縮の仕方

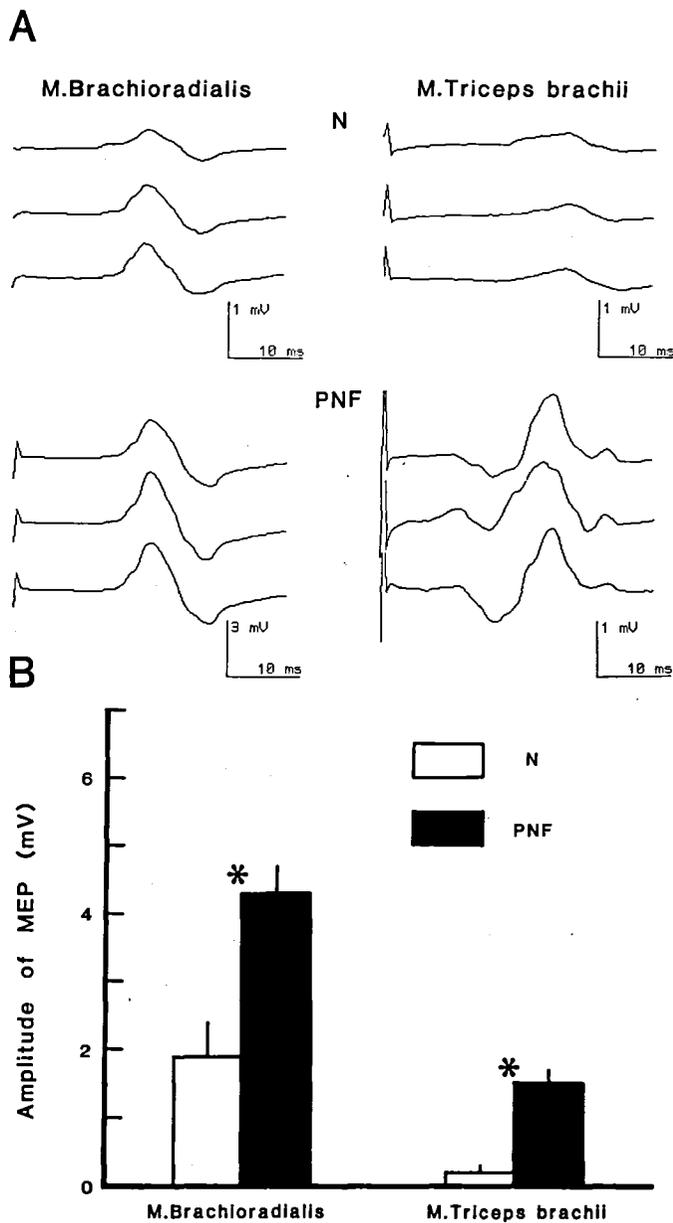


図3 ; A : 腕撓骨筋 (M. Brachioradialis) と上腕三頭筋 (M. Triceps brachii) のN肢位とP肢位での実際の MEP 記録の代表例。各肢位で3回記録したものを並べて示してある。B : 全被検者4名の各条件下での MEP の振幅と標準偏差 (縦軸)。両筋ともN肢位に比べてP肢位で有意に振幅が大きくなったことを示す。

は一様ではなく、運動の起こる関節に一番近い筋の潜時の短縮が一番大きく、その次に近い筋がそれに続き、一番遠い筋の潜時の短縮が一番小さかった。これは結果的には、促通肢位をとることによって、基本肢位に比べて運動の起こる関節に近い筋から順番に筋放電が起こるように、それぞれの筋を支配している運動ニューロンの閾値に選択的な変化をもたらしていることを意味している。肢位変化によって筋が伸張あるいは短縮されれば、その筋由来の感覚入力（主にGI線維）によって、その筋を支配している運動ニューロンおよび協同筋そして拮抗筋の運動ニューロンの閾値を自動的に変化させることはよく知られている（Ethyre と Abraham, 1986 ; Guissard ら, 1988 ; 笠井, 1981b ; Mark ら, 1968 ; Robinson ら, 1982 ; Romano と Schieppati, 1987 ; Weiss ら, 1986）。しかし、今回得られた結果は、これらのすでに報告されている結果からだけでは十分な説明はできない。すなわち、前述のように、肢位変化によって変化した末梢感覚情報は、主にGI感覚神経によって（他にも皮膚や関節からの感覚入力も当然考えられるが）その筋および協同筋そして拮抗筋の運動ニューロンの閾値の変化をもたらすが、それが関節を跨いで複数の筋の運動ニューロンの閾値をも変化させるとは考えにくいからである。そうすると、肢位変化によってもたらされる複数の筋の運動ニューロンの興奮性変化は、脊髄レベルよりもっと上位のレベルで起こっていると考えるのが妥当である。

この点を確かめるために、本報告では同じ条件下で MEP を記録して検討した。その結果、促通肢位において基本肢位に比べて、MEP の振幅は大きくなり、その潜時も短縮した。この結果は、促通肢位によって末梢からの感覚入力の変化し、それを反映して MEP が変化したものと考えられる。MEP の振幅および潜時の変化には、その時間与した随意運動指令の最終出口である運動野に存在する錐体路細胞の関与の度合（関与した錐体細胞のタイプの違い等）を反映していると考えられている（Day ら, 1987 ; Hess ら, 1987 ; Rothwell ら, 1987 ; Benecke ら, 1988 ; 笠井, 1989b）。確かに、われわれの脳が末梢からの感覚入力をどのようにコントロールして、適切な運動指令を作っているかは不明であるが（Gandevia と Rothwell, 1987）、Deletis ら（1987）のいうように、MEP が大脳皮質運動野に収束している様々な直接的あるいは間接的な入力によって、運動野そのものの興奮性が増大することによって出現すると思われるなら、そしてそれが MEP の振幅と潜時の変化に反映されているとするならば、神経・筋促通肢位は末梢の感覚入力を操作することによって、われわれの脳が大脳皮質の興奮性を適切にコントロールし、合目的な運動指令（結果として、複数の運動ニューロンの閾値を適切に変化させる）を作ることに寄与しているものと考えられる。

謝辞；本報告の MEP の実験は、Western Ontario 大学 Parkwood 病院（カナダ）の臨床実験室で行われたものである。実験の機会を与えてくれた私の親友である Dr. K. C. Hayes に感謝の意を表します。

文 献

- Benecke, R., Meyer, B. U., Gohmann, M. and Conrad, B. : Analysis of muscle responses elicited by transcranial stimulation of the cortico-spinal system in man. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 69 : 412-422, 1988.
- Condon, S. M. and Hutton, R. S. : Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflexion range of motion during four stretching procedures. *Phys. Ther.*, 67 : 24-30, 1987.
- Day, B. L., Rothwell, J. C., Thompson, P. D., Dick, J. P. R., Cowan, J. M. A., Berardelli, A. and Marsden, C. D. : Motor cortex stimulation in intact man—Multiple descending volleys—. *Brain*, 110 : 1191-1209, 1987.
- De Vries, H. A. : Evaluation of static stretching procedures for improvement of flexibility. *Res. Quart.*, 33 :

- 222-229, 1962.
- Deletis, V., Dimitrijevic, M. R. and Sherwood, A. M. : Effects of electrically induced afferent input from limb nerves on the excitability of the human motor cortex. *Neurosurg.*, 20 : 195-197, 1987.
- Etnyre, B. R., and Abraham, L. D. : H-reflex changes during static stretching and two variations of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 63 : 174-179, 1986.
- Etnyre, B. R. and Lee, E. J. : Comments on proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques. *Res. Quart. Exerc. Sport*, 58 : 184-188, 1987.
- Furubayashi, T. and Kasai, T. : Influence of initial forearm position on premotor times (PMTs) of the biceps brachii during an elbow flexion task. *Human Mov. Sci.*, 9 : 583-598, 1990.
- Gandevia, S. C. and Rothwell, J. C. : Knowledge of motor commands and the recruitment of human motoneurons. *Brain*, 110 : 1117-1130, 1987.
- Guisard, N., Duchateau, J. and Hainaut, K. : Muscle stretching and motoneuron excitability. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 59 : 47-52, 1988.
- Hardy, L. : Improving active range of hip flexion. *Res. Quart. Exerc. Sport*, 56 : 111-114, 1985.
- Hardy, L. and Jones, D. : Dynamic flexibility and proprioceptive neuromuscular facilitation. *Res. Quart. Exerc. Sport*, 57 : 150-153, 1986.
- Hartley-O'Brien, S. J. : Six mobilization exercises for active range of hip flexion. *Res. Quart. Exerc. Sport*, 51 : 625-635, 1980.
- Hess, C. W., Mills, K. R. and Murry, N. M. F. : Responses in small hand muscles from magnetic stimulation of the human brain. *J. Physiol.*, 388 : 397-419, 1987.
- Holt, L. E., Travis, T. M. and Okita, T. : Comparative study of three stretching techniques. *Percept. Mot. Skills*, 31 : 611-616, 1970.
- 笠井達哉 : 上位肢位変化による反応時間の変動量, 国士館大学体育学部紀要, 7 : 57-62, 1981a.
- 笠井達哉 : 下位肢位変化による反応時間と H 波の変動性, 体育学研究, 26 : 129-135, 1981b.
- 笠井達哉 : 脳運動関連電位と CNV の運動パターン依存性の検討, 国士館大学体育学部紀要, 15 : 7-15, 1989a.
- 笠井達哉 : 脳は下行性運動指令をどのようにコントロールしているか?—MEP による解析—, *J. J. Sports Sci.*, 8 : 876-884, 1989b.
- 笠井達哉 : 運動制御—姿勢や運動はどのようにコントロールされているか—, 国士館大学体育学部紀要, 16 : 1-11, 1990.
- Lukas, R. C. and Koslow, R. : Comparative study of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching techniques on flexibility. *Percept. Mot. Skills*, 58 : 615-618, 1984.
- Mark, R. F., Coquery, J. M. and Paillard, J. : Autogenetic reflex effects of slow or steady of the calf muscles in man. *Exp. Brain Res.*, 6 : 130-145, 1968.
- Moore, A. M. and Hutton, R. S. : Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 12 : 322-329, 1980.
- Nakamura, R., Taniguchi, R., Narabayashi, H. and Yokochi, F. : Postural dependence of reaction time after a VL thalamotomy. *Appl. Neurophysiol.*, 42 : 325-334, 1979.
- 奈良雅之, 笠井達哉 : 運動開始前の前腕肢位変化が反応時間に及ぼす影響, スポーツ心理学研究, 16 : 85-87, 1989.
- Osternig, L. R., Robertson, R., Troxel, R. and Hansen, P. : Muscle activation during proprioceptive

- neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques. *Am. J. Phys. Med.*, 66 : 298-307, 1987.
- Robinson, K. L., McComas, A. J. and Belanger, A. Y. : Control of soleus motoneuron excitability during muscle stretch in man. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 45 : 699-704, 1982.
- Romano, C. and Schieppati, M. : Reflex excitability of human soleus motoneurons during voluntary shortening or lengthening contraction. *J. Physiol.*, 390 : 271-284, 1987.
- Rothwell, J. C., Thompson, P. D., Day, B. L., Dick, J. P. R., Kachi, T., Cowan, J. M. A. and Marsden, C. D. : Motor cortex stimulation in intact man—General characteristics of EMG responses in different muscles—. *Brain*, 110 : 1173-1190, 1987.
- Sady, S. P., Wortman, M. and Blanke, D. : Flexibility training : Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation ? *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 63 : 261-263, 1982.
- 齊藤宏, 中村隆一, 谷口礼二 : 上肢運動時の筋放電順序—肢位変化による影響—, 第8回日本脳波・筋電図学会抄録号, p28, 1979.
- Schmidt, R. A. : Effects of positional tensioning and stretch on reaction latency and contraction speed of muscle. *Res. Quart.*, 38 : 494-501, 1967.
- Smith, J. L., Hutton, R. S. and Eldred, E. : Postcontraction changes in sensitivity of muscle afferents to static and dynamic stretch. *Brain Res.*, 78 : 193-202, 1974.
- Snyder, A. L. and Forward, E. M. : Comparison of knee flexion and extension in the diagonal and sagittal planes—An EMG study—. *Phys. Ther.*, 52 : 1255-1263, 1972.
- Tanigawa, M. C. : Comparison of the hold reflex procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Phys. Ther.*, 52 : 725-735, 1972.
- Taniguchi, R., Nakamura, R., Yokochi, F. and Narabayashi, H. : Effects of postural changes of the shoulder on EMG reaction time of triceps brachii. *Appl. Neurophysiol.*, 43 : 40-47, 1980.
- Taniguchi, R., Nakamura, R. and Kasai, T. : Influence of arm positions on EMG-reaction time of the biceps brachii for elbow flexion and forearm supination. *Percept. Mot. Skills*, 59 : 191-194, 1984.
- Weiss, P. L., Kearney, R. E. and Hunter, I. W. : Position dependence of stretch reflex dynamics at the human ankle. *Exp. Brain Res.*, 63 : 49-59, 1986.