

PNF リサーチ

— PNF Research —

日本 PNF 研究会会誌

Vol.3 No.1 2003

目 次

□特別講演

- 歯科領域における PNF の応用 中島 榮一郎.他 . . . 1

□研究と報告

- 固有受容性神経筋促通法 (PNF) 教授活動に
筋電図を用いる試み—そのⅡ— 秋山 純和.他 . . . 5
- 筋の他動的伸張時間の違いが
同筋の反応時間に及ぼす影響について 津田 陽子.他 . . . 11
- 立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果 星 真行.他 . . . 15
- 四つ這い姿勢での上肢 PNF パターンが
対側大殿筋の筋活動に及ぼす影響 上杉 睦.他 . . . 21
- PNF 促通要素とかけ声 (Shout) 効果 高間 則昭.他 . . . 27
- 筋疲労回復におけるホールドリラックスの効果 斉藤 恵子.他 . . . 32
- 肩甲骨の抵抗運動が両肩関節の関節可動域におよぼす効果 名井 幸恵.他 . . . 38
- 肩甲骨の抵抗運動が足関節の関節可動域におよぼす影響 立石 和子.他 . . . 43
- 肩甲骨の抵抗運動が同側足関節の自動運動速度に及ぼす影響 金本 まゆみ.他 . . . 48
- 骨盤抵抗運動による総指伸筋長脊髓反射の潜時に及ぼす影響
—ケース・スタディー— 新井 光男.他 . . . 52
- 拮抗筋の収縮が動筋に与える影響 吉村 恵三 . . . 60

歯科領域における PNF の応用

PNF applied to the Dental Field.

中島榮一郎¹⁾

松崎智子¹⁾

栗田和江¹⁾

Eiichiro Nakajima, D.D.S., D.M.Sc.

Tomoko Matsuzaki

Kazue Kurita

要旨：PNF の理論から言えば、歯科領域でも顎関節機能不全、矯正歯科、総義歯、小児歯科、老人歯科をはじめ審美歯科など、‘神経筋の反応’が関与するものであれば全て、その効果が期待できると思われる。

矯正歯科の分野においては、矯正治療前後の軟組織（表情筋、咀嚼筋）の変化について、Angle 以来多くの先人達によって述べられてきた。しかし、それらは主に硬組織（歯、歯槽骨、顎骨）および軟組織の変化を、矯正治療前後で単純に比較したものが多い。そして、その硬組織の変化をもたらした手法については詳細に述べられているものの、軟組織のそれについて言及したものはほとんど見られない。つまり軟組織の変化は硬組織の治療や個体の成長による結果自然に生じたものであり、その変化を求めるために意識的に何らかの手法を用いた結果ではない、といえる。

今回は、PNF を歯科領域全般に導入するにあたり、まず矯正歯科に応用したところ臨床的に顕著な変化が得られたのでご報告させていただく。

キーワード：PNF, 矯正歯科, 表情筋, 咀嚼筋, 審美

Abstract: PNF can be used in any area related to neuromuscular reactions, even in the field of dentistry, in temporomandibular dysfunction (TMD), orthodontics and full dentures, as well as pediatric, geriatric and esthetic dentistry.

In the field of orthodontics, the issue of esthetics has been described by a large number of researchers since the time of Angle. For the most part, these dealt with simple comparisons of changes in the hard tissues (teeth, alveolar bone and jaw bones) and soft tissues before and after orthodontic treatment. Although detailed descriptions have been provided concerning the techniques that bring about these hard tissue changes, there are virtually no references to techniques for soft tissues. In other words, since soft tissue changes arise from treatment of the hard tissues and individual growth, it can be said that the soft-tissue results obtained were not the goal of the treatment, but rather a byproduct.

For these reasons, we would like to consider improvements in functional problems together with the main theme that beauty itself is the starting point for dental treatment. We would like to focus on improving functional and esthetic problems and report here cases where we clinically applied PNF.

Key Word: PNF, Orthodontics, Facial Muscles, Mastication Muscles, Esthetics

はじめに

最近の一般歯科領域では、これまでの‘咬合の回復’という問題に加えて、‘審美的な回復’ということに注目が集まってきている。一方、矯正歯科の分野では、古くからこの問題は臨床的に大きなテーマであった。

しかし、実際にその審美的問題を改善する手段は、歯や顎および歯周組織に対してのものであり、筋神経機構にかかわるアプローチはほとんど考慮されてこなかった。また、矯正臨床での歯や顎を移動するテクニックでは、DBS（装置）やメモリーワイヤーなどの材料の開発とともに目覚ましい発展を遂げてきたが、‘何故、そこ

1) 中島矯正歯科クリニック 歯科医師

Nakajima Orthodontics Clinic

2) 同歯科衛生士

に向かって歯を移動し、並べるのか’、という
もっとも基本的な問題についても、まだ明確な
解答を得ていない。

そこで、これらの問題を臨床的に解消するた
めの手段として、PNF を矯正臨床に応用し良
好な結果を得たのでご報告する。

症例 1. A.T. F.

Angle R: CL I、L: CL II、

主訴：上下の前歯の中心がずれている、首が曲
がっている

初診時 18歳3か月、

治療終了時 21歳2ヶ月、

保定時 24歳8ヶ月

初診時 18歳3か月、 治療終了時 21歳2ヶ月、



図 1

顔；首、顎のズレあり
保定時 24歳8ヶ月



図 2

顔；ズレが改善、対照的



図 3

顔；経過が順調

初診時 18歳3か月、



図 4

背中；左肩が下がっている

保定時 24歳8ヶ月

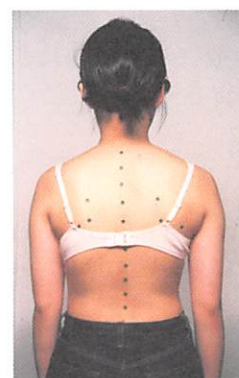


図 6

背中；ほぼ正常

治療終了時 21歳2ヶ月、



図 5

背中；改善、左右対称

初診時 18歳3か月、



図 7

咬合（左）；咬み合っていない

保定時 24歳8ヶ月



図 9

咬合（左）；安定している

治療終了時 21歳2ヶ月、



図 8

咬合（左）；正常咬合に改善

PNF の手技；

1) 肩甲骨帯へのアプローチ

前方挙上、後方下制、後方挙上、前方下制

2) 頸部へのアプローチ

頸部屈曲を伴う開口運動、頸部伸展を伴う閉口運動

3) 口腔周囲筋へのアプローチ

笑筋、大頬骨筋、口輪筋、上唇挙筋、下唇下制筋、オトガイ筋等

症例 2. Y.N. F.

Angle R:CL III、L:CL I

主訴：前歯が反対

初診時；8 歳 7 ヶ月

治療終了時；10 歳 0 ヶ月

保定時；13 歳 6 ヶ月

初診時；8 歳 7 ヶ月

治療終了時；10 歳 0 ヶ月



図 10

顔；目、口唇、肩が左右非対称

保定時；13 歳 6 ヶ月



図 11

顔；左右が対照



図 12

顔；正常に成長

初診時；8 歳 7 ヶ月

治療終了時；10 歳 0 ヶ月



図 13

背中；左右の肩甲骨のズレあり

保定時；13 歳 6 ヶ月



図 14

背中；改善

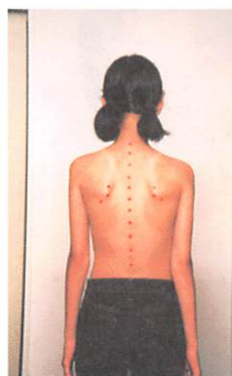


図 15

背中；ほぼ正常に成長

初診時；8 歳 7 ヶ月

治療終了時；10 歳 0 ヶ月



図 16

咬合（左）；左中切歯が反対

保定時；13 歳 6 ヶ月



図 17

咬合（左）；改善



図 18

咬合；永久歯が萌出

PNF の手技；

1) 肩甲骨帯へのアプローチ

前方挙上、後方下制、後方挙上、前方下制

症例 3. O.M. F.

Angle CL. II div.1

主訴；口元がゆがんでいる

初診時；50 歳 3 か月

治療終了時；52 歳 2 ヶ月

保定時；54 歳 2 ヶ月

初診時；50 歳 3 か月

治療終了時；52 歳 2 ヶ月



図 19

顔；鼻唇溝が右に曲がる

保定時；54 歳 2 ヶ月



図 20

顔；かなり改善した



図 21

顔；経過良好



図 22

PNF の手技；笑筋、大頬骨筋（治療前後）



図 23



図 24



図 25

上唇挙筋、鼻翼挙筋（治療前後）



図 26



図 27

口角挙筋、頬筋（治療前）

口角挙筋、頬筋（治療後）



図 28

矯正治療（治療前）



図 29

矯正治療（治療後）

まとめ

普段、リハビリテーションの一環として全身の PNF に取り組んでいる PT の方々にとって、口腔や歯、顔のスライドを見る機会はあまりないと思われる。しかし、みなさんが治療しているのは手・足そのものではなく、それらを‘自由に動かしたい’と思っている‘私’である。そして、その‘私’にとって最も身近な‘言葉＝脳の機能’および‘私の顔’を少しでも改善することなしに、本当の意味で‘私’をリハビリすることにはならない。これからは PNF を仲立ちとして歯科医師（口腔）と PT とのますますの連携が期待されている。今回このような貴重な機会をいただいた柳澤先生をはじめ皆様に深く感謝したい。

固有受容性神経筋促通法 (PNF) 教授活動に筋電図を用いる試み—そのⅡ—

A trial for teaching PNF by using Electromyography—Part Ⅱ—

秋山純和¹⁾西田裕介²⁾獅子内善徳³⁾津田陽子²⁾

Sumikazu Akiyama,

Yusuke Nishida,

Yoshinori Shishinnai,

Yoko Tsuda.

要旨: 学習者 50 名を授業回数で 5 群各 10 名に分け、さらに 1 群を 2 組 (被験者 1 名、術者 4 名) に分けた。教授者が被験者に PNF を施行して導出した筋電図を学習者に提示し、同一被験者に学習者が固有受容性神経筋促通法 (PNF) を施行して同じ筋電図を得るものとした。課題は下肢膝の伸展を伴う伸展・内転・外旋パターンとした。筋電位の導出は外側広筋部 (VL)、大腿二頭筋部 (BF)、前脛骨筋部 (TA)、腓腹筋部外側頭部 (G) とした。教授者と学習者の筋電図は、活動時間、積分値 (iEMG)、root mean square (RMS)、平均筋電図 (aEMG) を求めた上で constant error (CE) と root mean square error (RMSE) を各算出し比較した。結果、活動時間は各筋とも小さい傾向にあった。CE は、VL と BF で小さく、TA と G は明らかな傾向が得られなかった。RMSE では、CE と同じ傾向を示した。iEMG は BF を除いて小さくなった。TA と G は目標値に近づく傾向を示した。RMS は各筋 iEMG と同じ傾向を示した。aEMG は、RMS と同じ傾向を示した。学習者は抵抗を与えている時間は短い学習が進むと教授者と同じ程度になったと考えられる。抵抗の強さに関して、初期では抵抗が弱く学習が進むとさらに弱くなると推察される。

キーワード: PNF, 教育, 筋電図

Abstract: Fifty learners were divided into five groups (ten people each) with. Each group was then divided into two groups, five people each (one subject, four examiners). The teacher showed the learner surface electromyography (EMG) induced from subjects and then ordered the learner to produce the same EMG while performing the PNF exercise. The task was extension・adduction・external rotation with knee extension. EMG potentials were led from the vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius (lateral head) (G). We compared the teacher's EMG with the learner's counting activation time, and calculating root mean square (RMS) and integral EMG (iEMG). In addition, constant error (CR) and root mean square error (RMSE) were estimated and compared. As a result, activation time tended to be short for every muscle. CE was small further VL and BF. A clear tendency was not obtained for the TA and G. The same tendency for CE was shown for RMSE. iEMG was small except for BF. TA and G showed a tendency approaching the target value. RMS showed the same tendency as the iEMG of each muscle. aEMG had the same tendency as iEMG. It was considered from the results, however, that resistance time was short learners reached the same level as the teacher as lessons progressed. As for the strength of resistance, it was assumed that resistance was small at the beginning and then became smaller as learning progressed.

Key Word: PNF, education, EMG

はじめに

1) 国際医療福祉大学保健学部理学療法学科

Department of Physical Therapy, School of Science, International University of Health and Welfare

2) 国際医療福祉大学大学院医療福祉学研究科保健医療学専攻理学療法学分野

Physical Therapy, Graduate School of International University of Health and Welfare

3) 静岡リウマチ整形外科リハビリテーション病院

Department of Rehabilitation, Shizuoka Rheumatism Orthopedic Rehabilitation Hospital

固有受容性神経筋促通法 (PNF : proprioceptive neuromuscular facilitation) の学習に際して客観的なフィードバックを行うために筋電図利用の基礎的検討を試みている¹⁾。一般的に PNF 学習に際して、術者と被験者の一組となり、被験者となった側が基本技術、特殊技術に関するフィードバックを与える方法が行われている。我々は、第 2 回日本 PNF 研究会において筋電図を用いた教授活動に関して上肢 PNF パターンを報告をした。本研究では、測定回数を増やして学習者の変化と下肢パターンについて検討したので報告する。

方法

PNF を学習する対象者は国際医療福祉大学保健学部理学療法学科学生 (3 学年) であり、運動学、基礎的な運動療法の授業を修了していることを学習対象の条件とした²⁾。学習者 50 名を 5 群各 10 名に分け、さらに 1 群を 1 組被験者 1 名、術者 4 名にわけて実習課題を与えた。課題は、教授者が被験者に PNF を施行して導出した筋電図を学習者に提示し、同一被験者に学習者が PNF を施行して同じ筋電図を得るものとした。PNF パターンは、膝の伸展を伴う伸展・内転・外旋パターンとした。

授業期間は、2002 年 5 月 13 日から 2001 年 7 月 15 日であった。各群に対する筋電図測定は 1 回群 5 月 13 日、2 回群 5 月 27 日、3 回群 6 月 10 日、4 群 6 月 24 日、5 群 7 月 15 日であり、筋電図測定までの授業回数は、1 回群 1 回、2 回群 2 回、3 回群 3 回、4 回群 4 回、5 群 5 回であった。授業内容は上肢、下肢のいわゆる基本パターン、基本技術、特殊技術を中心として行ったが筋電図測定に用いたは測定までは教授しなかった。

筋電図は外側広筋部 (VL)、大腿二頭筋部

(BF)、前脛骨筋部 (TA)、腓腹筋外側頭部 (G) から導出した。導出した筋電図は A/D 変換装置でコンピュータに入力した。サンプリングは 1kHz としたが、得られた信号は波形処理ソフト (Power Lab) を用いて活動時間の計測、rootmean square (RMS)、積分値 (iEMG)、平均筋電図 (aEMG) を求めた。筋電図の計測方法は、RMS と iEMG は筋活動について始めと終わりまでとした。aEMG は、各活動電位の積分値を 4 筋のうち一番最初の活動電位から一番最後の活動電位までの差で除した (図 1)。教授者と学生の筋電図の比較は各測定値から constant error (CE) と root mean square error (RMSE) を求めて比較した (図 2)³⁾。CE おいて目標値に過ぎる場合を大きい、足りない場合を小さい、RMSE は近い、遠いという表現を用いた。

学習者が被験者に実施する場合、教授者が観察を行った。また、実習終了後に提出したレポートを参考とした。

統計について一元配置分散分析 (分散分析) と多重比較検定を行った。危険率 5% 未満を有意とした。

結果

筋電図における活動時間の計測は、教授者各群 2 回、総計 10 回の平均活動時間は VL 6.09 秒 ± 1.03 秒、BF 1.02 秒 ± 1.20 秒、TA 5.61 秒 ± 1.21 秒、G 6.45 秒 ± 1.07 秒であった。教授者と学習者の筋電位活動時間差を図 3 に示す。活動時間における分散分析では CE、RMSE ともに各筋主効果を認めた。活動時間における CE について、全群小さく、VL は、図 3 に示すように 1 回群と 2、3、4 回群 ($p < 0.01$)、5 回群 ($p < 0.05$) で差を認め、BF は、VL と同じ傾向にあった ($p < 0.01$)。TA は、1 回群と較べて

神経筋促通法 (PNF) 教授活動に筋電図を用いる試み—そのⅡ—
A trial for PNF teaching by use of Electromyography—The second—

差はなく、2回と3回群、4回群で差を認めた ($p<0.05$)。G は1回群と2回、3回群で差があり、5回群が小さい結果となった。RMSE について、VL は1回と2回群には差がなく、2回、3回群に差があり ($p<0.01$)、3回と4回群で差を認めた ($p<0.01$)。BF も同じような結果になった。1回群と他4群で差を認めた ($p<0.01$)。TA は、1回群と4回群で差を認め ($p<0.01$)、2回と4回群 ($p<0.01$)、3回と4回群 ($p<0.01$)、3回と5回群 ($p<0.05$)、4回群と5回群に差を認めた ($p<0.05$)。G では、1回と2回群、2回と4回群に差を認めた ($p<0.05$) (図4)。

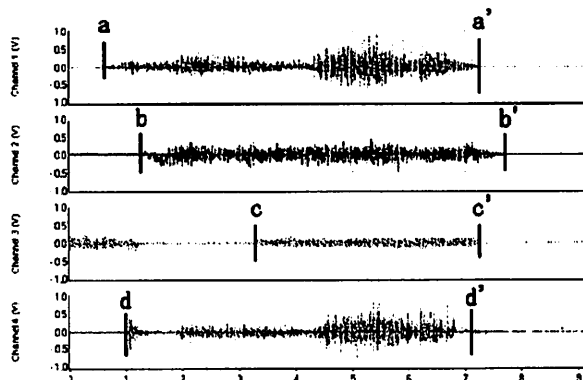


図1 筋電位の計測方法

上から順に外側広筋(VL)、大腿二頭筋(BF)、前脛骨筋(TA)、腓腹筋(G)。時間計測の始めと終わりを a-a'、b-b'、c-c'、d-d' で示す。

$$\begin{aligned}
 &1\text{式:活動時間差} = \frac{\sum (X_i(\text{学生}) - T(\text{教授}))}{n} & 5\text{式: CE} &= \frac{\sum (X_i - T)}{n} \\
 &2\text{式: RMS} &= \frac{(\sum X^2)^{1/2}}{n} \\
 &3\text{式: iEMG} &= \frac{\sum \sqrt{X}}{n} & 6\text{式: RMSE} &= \frac{(\sum (X_i - T)^2)^{1/2}}{n} \\
 &4\text{式: aEMG} &= \frac{(\sum X^2)^{1/2}}{n}
 \end{aligned}$$

図2 計算式

式1は学生と教授者の活動時間差。2式は root mean square(RMS)で a から a' までの計測。3式は積分値(iEMG)。4式は平均筋電図(aEMG)で n は図1の a から b' までの計測。4

式は計測に用いた式。5式は constant error(CE)。6式は root mean square error(RMSE)を示す。

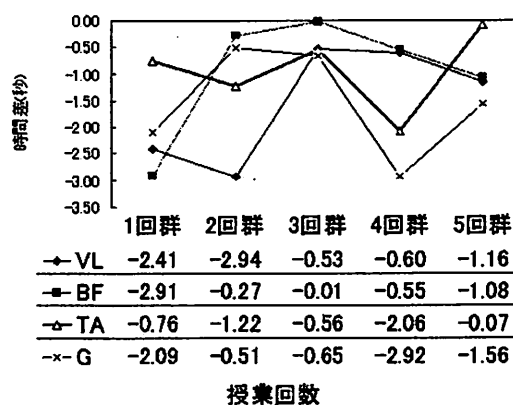


図3 各群と各筋における教授者との活動時間差
(下肢を伸展しながらの伸展・内転・外旋)。
VL: 外側広筋, BF: 大腿二頭筋, TA: 前脛骨筋,
G: 腓腹筋外側部

iEMG の CE について、各筋全体的には、BF を除いて小さい傾向にあった。VL は1回群と2、3、4、5回群で差はなく、2回と3回 ($p<0.05$)、5回群 ($p<0.01$) で差を認めた。VL では、1回と4回群 ($p<0.05$)、2回と4回群 ($p<0.05$)、4回と5回群で差を認めた ($p<0.01$)。TA では差を認めず、G では、1回と2回群、2回と3回群、3回と5回群で差を認めた ($p<0.05$)。

RMSE は、CE と同じ傾向にあり TA は遠い様子を示した。VL では、1回と2回群で差を認め ($p<0.05$)、2回と3回群 ($p<0.05$)、4回と5回群 ($p<0.05$)、2回と5回群で差を認めた ($p<0.01$)。VL と G で差を認めなかった。

RMS における CE では、各筋全体では BF を除いて iEMG と同様に小さい傾向にありました。VL では、1回と2回群 ($p<0.01$)、3回群 ($p<0.05$)、4回群 ($p<0.01$) で差を認め、BF は、1回と4回群、4回と5回群で差を認め ($p<0.05$)、TA では、1回と2回群、2回と5回群で差を認めた ($p<0.05$)。G は1回と3回群、2回と3回群 ($p<0.01$)、3回群は4、5回群との差を認

神経筋促通法（PNF）教授活動に筋電図を用いる試み—そのⅡ—
A trial for PNF teaching by use of Electromyography—The second—

めた($p<0.01$)。RMSE では、VL で差を認めず、BF は、CE と同様に 1 回と 4 回群で差を認め($p<0.05$)、2 回と 4 回群、4 回と 5 回群で差を認めた($p<0.01$)。TA は 3 回と 4 回群で差を認め($p<0.05$)、腓腹筋では 1 回と 5 回群、2 回と 3 回群、3 回と 4 回群 ($p<0.05$)、3 回と 5 回群で差を認めた($p<0.01$)。

平均筋電図(aEMG) については、RMS と同じ傾向であった。分散分析で主効果を認めた。各筋に CE は、VL で 1 回と 3 回群($p<0.01$)、5 回群で差を認め($p<0.05$)、2 回と 3 回群、3 回と 4 回群で差を認めた($p<0.05$)。BF における 1 回と 4 回群($p<0.05$)、2 回と 4 回群($p<0.01$)、4 回と 5 回群で差を認めた($p<0.01$)。前脛骨筋は、1 回と 2 回群($p<0.01$)、3 回群($p<0.01$)、5 回群($p<0.01$)で差を認め、2 回と 4 回群で差を認めなかった($p<0.05$)。G では、1 回と 3 回群($p<0.05$)、2 回と 3 回群($p<0.05$)、3 回と 4 回群で差を認めた($p<0.01$)。RMSE では、TA に主効果を認めなかった。VL は、1 回と 3 回群($p<0.05$)、3 回と 4 回群に差が認められた($p<0.05$)。BF は、1 回と 4 回群($p<0.05$)、2 回と 4 回群で差を認めた($p<0.01$)。G では、1 回と 2 回群($p<0.05$)、2 回と 3 回群($p<0.05$)、4 回群で差を認めた ($p<0.05$)。

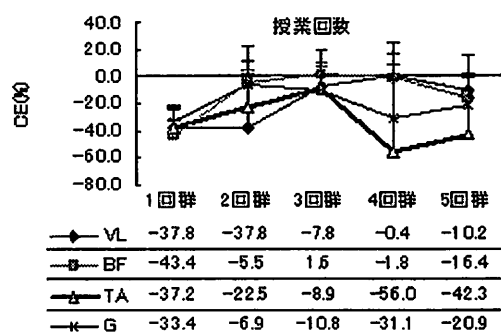


図4 活動時間におけるCE

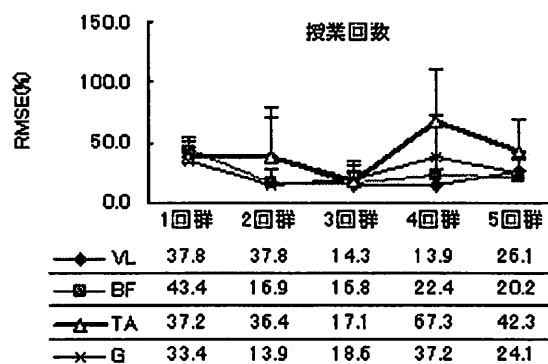


図5 活動時間におけるRMSE

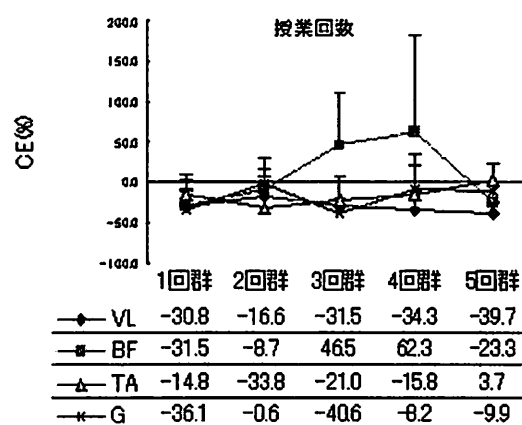


図6 積分値におけるCE

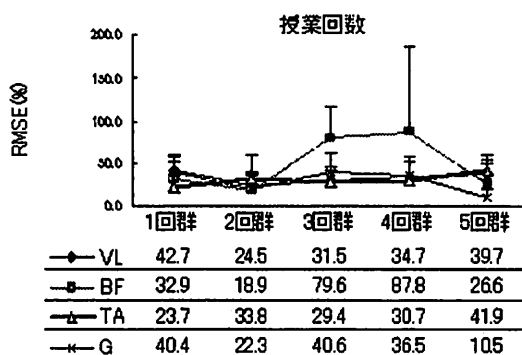


図7 積分値におけるRMSE

神経筋促通法（PNF）教授活動に筋電図を用いる試み—そのⅡ—
A trial for PNF teaching by use of Electromyography—The second—

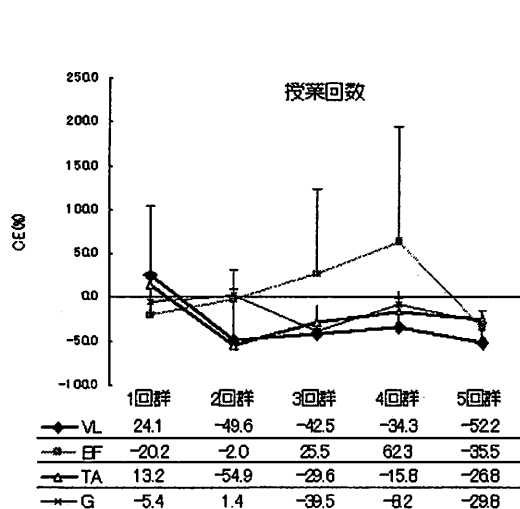


図8 RMSにおけるCE

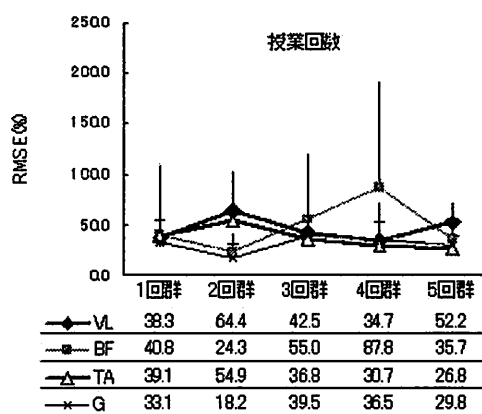


図9 RMSにおけるRMSE

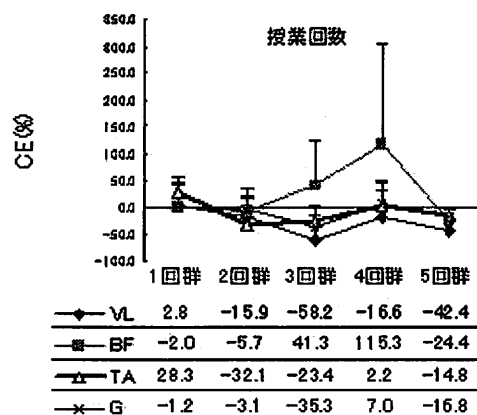


図10 平均筋電図(aEMG)におけるCE

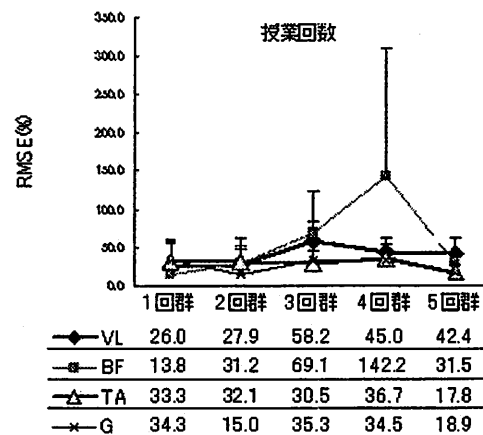


図11 平均筋電図(aEMG)におけるRMSE

考察

我々は、第2回日本PNF研究会学術大会においてPNF教授に関する報告を行ったが学習者が3群と少ないため、本研究では5群とした。また、前回の報告では上肢伸直パターンについて検討したので本研究では下肢における膝を伸展しながらの伸展・内転・外旋パターンについて検討した。結果から抵抗を与えている時間について、学習初期に教授者に較べて活動時間が短く、抵抗が強いと考えられる。学習が

進むと教授者と抵抗を掛けている時間はほぼ同じになるが抵抗の強さは逆に不足している様子が窺えた。上肢では教授者より初期に施行時間が長かったが、本研究では逆の結果となった¹⁾。抵抗については学習が進むと教授者より抵抗が少ないと考えられる点では上肢パターンの学習に関する報告と一致する様子が示された。抵抗を掛けることが困難な場合は観察からは被験者の下肢では被験者が下肢に動きに学習者があたかも吹き飛ばされるような場面が見られた。

学生レポートでは下肢筋力が強く抵抗を掛けられないという報告が多くあった。4回群でBFが大きい値を示したが、教授者による観察から2名の学習者が最終域にBFのみに抵抗を掛けたことが原因と考えられる。

PNF 教授活動に筋電図を利用することは、抵抗がうまく掛けられない場合、筋活動が起こらないことを証拠として学生に示すことができるので有用との感触を得ている。障害者に実施する場合のシュミレーションとしても有用と考えられる⁴⁾。効果的な学習への導入方法、時期について検討していく必要がある⁵⁾。

本研究では、指標が筋電図のみであるので関節角度の位置、速度を加味した PNF 教授法の追究が必要である。

参考文献

- 1) 秋山純和、西田祐介、獅子内善徳、樋口善英：神経筋促通法 (PNF) 教授活動に筋電図を用いる試み、PNF リサーチ 1：37-41、2002
- 2) 沼野一男：情報化社会と教師の仕事、国土社、東京、1986
- 3) 谷浩明：Summary KR が部分荷重課題の学習に与える影響について、国際医療福祉大学紀要、3：51-55、1998
- 4) 秋山純和、根立千秋、渡辺好孝、他：新カリキュラムにともなう学内授業の試み—臨床像の教授法について—、第 46 回国立病院・国立療養所学会、名古屋、1991
- 5) 秋山純和、亀山顕太郎、仲島佑紀：把握動作が肘関節位置覚に与える影響について、第 26 回理学療法科学学会学術大会、埼玉 2000

筋の他動的伸張時間の違いが同筋の反応時間に及ぼす影響について

The effect of varying the duration of static stretching on reaction time of same muscle.

津田陽子^{1) 2)}秋山純和³⁾

Yoko Tsuda

Sumikazu Akiyama

要旨：他動的な筋伸張が同筋の反応時間に及ぼす影響を明らかにすると共に、感覚入力経路の違いが反応時間に与える影響を検討した。方法は、健康成人 19 名を対象に 1～3 秒、30 秒、60 秒の他動的な持続伸張を一側腓腹筋に行う群(S 群)と非伸張群(C 群)に分け、無作為な順序で施行した。各条件下で被験者に同側足底刺激、聴覚刺激に対して素早く底屈運動を行わせた。さらに 11 名を対象に同様の各条件での筋伸張を施行後、被験者に同側足底刺激、反対側足底刺激に対して底屈運動を行わせた。premotor Time (PMT)、motor Time (MT)を表面筋電図および電気角度計から求めた。結果から筋伸張 30 秒に PMT がどの刺激条件においても減少する傾向を示し、足底刺激において有意差を認めた。以上より、筋伸張は反応時間に影響し、上行性経路に交叉性効果を含めた促通効果、さらに脊髄レベル以下の下行性経路、神経筋部に影響を及ぼすことが考えられた。

キーワード：持続的筋伸張、筋伸張時間、PMT、MT

Abstract : The purpose of this study was to examine effect of varying the duration of static stretching on the reaction time. In addition we considered the effect the sensory pathway has on RT. The subject group consisted of 19 healthy adults who were randomly assigned to group S (stretching group) or group C (non-stretching group). The Groups performed 1-3 seconds, 30 seconds, and 60 seconds of gastrocnemius muscle stretching before the task. The subjects' task was to perform an ankle plantarflexion quickly after either feeling the plantar stimulus on the same side or hearing a sound stimulus. Furthermore, a second group (of 11 healthy adults) were stretched under the same conditions. Their task was to perform ankle plantarflexion after an ipsilateral plantar stimulus and contraateral plantar stimulus. We compared the premotor time(PMT), and motor time (MT), using a surface electromyogram and an electric goniometer. It was shown that the PMT had a significant reduction after the stretching of the muscle for 30 seconds. A one-way analysis of variance was done. These results suggest that the stretching of the muscle influenced the reaction time. The experiment took into consideration the action called facilitation which included a closed effect in the sensory pathway. The affected motor neuron below the spine level and the affected neuromuscular junction, were also taken consideration.

Key Word : Static stretching, Duration of static stretching, PMT, MT

-
- 1) 国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科 保健医療学専攻 理学療法分野
Physical Therapy Section, Health Sciences Program, Health and Welfare Science Course, Graduate School of International University of Health and Welfare
- 2) 医療法人全仁会 宇都宮中央病院 リハビリテーション科
Department of Rehabilitation, Utsunomiya Central Hospital
- 3) 国際医療福祉大学 保健学部 理学療法学科
Department of Physical Therapy, School of Science, International University of Health and Welfare

はじめに

いわゆる筋伸張は、スポーツの分野では柔軟性を向上し、障害の予防や、疲労回復の目的で行われており、理学療法領域においても主として関節可動域改善の目的で行われているのは周知である。筋伸張はAnderson(1975)が Stretching という反動をつけないで行う柔軟体操として解説書を出版して以来、一般人から競技者、リハビリテーション分野で広く行われている。緒家により static stretching, ballistic stretching, dynamic stretching や PNF stretching などの方法が考案され、目的によりその方法は使い分けられている。

static stretching にはその要素として、筋伸張の強さ、施行時間、施行頻度があげられるが、筋伸張の施行時間に注目してみると一定の見解が得られておらず、10~30 秒 (Anderson, 1975)、30~60 秒 (Bandy ら¹⁾, 1994)、60 秒 (Brent ら²⁾ 2001) などと緒説に分かれている。また、その効果としては理学療法で用いられる固有受容性神経筋促通法 (PNF) では、持続的な筋伸張は神経筋を促通する要素の 1 つとされている。しかし、持続的な筋伸張により逆に瞬発的な筋力発揮を低下させるとし、そのため瞬発力が求められるような競技には不向きだとするものがある。しかし、実際には筋伸張と反応時間に関する研究は多くはなく、筋伸張が反応時間にどれほど影響を及ぼすかは明らかではない。

われわれの先行研究³⁾では上肢において筋伸張時間の延長に伴い同筋の反応時間が遅延した。しかし、中枢処理過程の考察が不十分であったので、本研究では上位中枢を含めた反応時間について検討することを目的とした。研究 1 では刺激入力とその感覚入力経路の違いが筋伸張された筋の反応時間に与える影響を検討した。研究 2 では研究 1 を踏まえ感覚入力経路、下行性経路に着目し反応時間得の影響を検討した。

対象 (研究 1)

対象は健康成人 19 名で整形外科的疾患、神経疾患のない者とした。被験者には、本研究の目的、方法、などについて説明し、書面による同意を得た。対象者を無作為にストレッチング群 (以下 S 群)、コントロール群 (以下 C 群) に割り付けた。S 群の身体特性は身長 165.6 ± 8.3 cm、体重 61.7 ± 6.5 kg、年齢 22.5 ± 1.1 歳で男性 5 名、女性 5 名であった。C 群の身体特性は身長 166.7 ± 7.0 cm、体重 61.9 ± 10.1 kg、年齢 23.1 ± 3.0 歳で男性 5 名、女性 4 名であった。

方法 (研究 1)

腹臥位となった被験者の利き足 (本研究ではボールを蹴る足、支持側の反対とした) 腓腹筋に対し S 群は 1~3 秒、30 秒、60 秒の他動的かつ持続的な伸張、非伸張の全部で 4 種類の条件を無作為な順序で施行し、C 群は 1~3 秒をのぞいた同様の時間を筋伸張なし (安静) に行った。被験者には筋伸張、あるいは安静直後刺激入力を与え被験者は刺激入力後に素早く足関節底屈運動を験者の合図まで行い、これを 1 試行とした。これを各伸張時間条件下で行い、刺激入力を同側足底刺激と聴覚刺激をそれぞれに行った。なお、30 秒以上の伸張条件下での測定後には 15 分以上の休息をとり、また被験者には各刺激条件下での課題動作の練習を 7 回行った。

計測については刺激入力を足底刺激では加速度計の信号として、聴覚刺激では電気信号として導出した。測定筋は験側腓腹筋内側頭、前脛骨筋とし、電極をそれぞれの筋腹に中心間距離を約 2 横指あけて筋の走行と平行に貼付し、表面筋電図を双極誘導し、アースを腓骨小頭とした。脳波は国際 10 - 20 法に従い基準電極を両側耳朶とし、C₃, C₄ から、足関節角度は電気角度計から導出した。これらの信号を A/D 変換装置 (Power Lab) を使用しサンプリングした。得られたデータより Premotor time (以下 PMT)、motor time

筋の他動的伸張時間の違いが同筋の反応時間に及ぼす影響について
The effect of the varying the duration of static stretching on reaction time of same muscle.

(以下 MT)を測定した。また脳波を周波数解析し、各被験者がそれぞれの試行間において覚醒レベルにおいて有意差を認めないことを確認した。

統計手法は、各測定項目において一元配置分散分析と多重比較検定を用い、危険率 5%未満をもって有意と判断した。

結果 (研究 1)

S 群 PMT において一元配置分散分析により、主効果が認められ、Fisher の多重比較検定により、危険率 1%で同側足底刺激 30 秒に、5%で 60 秒に有意差を認めた。聴覚刺激では 30 秒、60 秒が 1~3 秒に対して減少する傾向を示すにとどまった。また、S 群では PMT が同側 1 秒と聴覚刺激 30 秒、60 秒間以外に同側足底刺激は聴覚刺激よりも有意に短縮した (図 1)。また順序による影響は認めなかった。その他脳波、MT において主効果を認めなかった。C 群においては S 群と同様に同側足底刺激が聴覚刺激よりも有意に短縮したが、各施行時間における有意差は認めなかった (図 2)。また、脳波、MT において主効果を認めなかった。

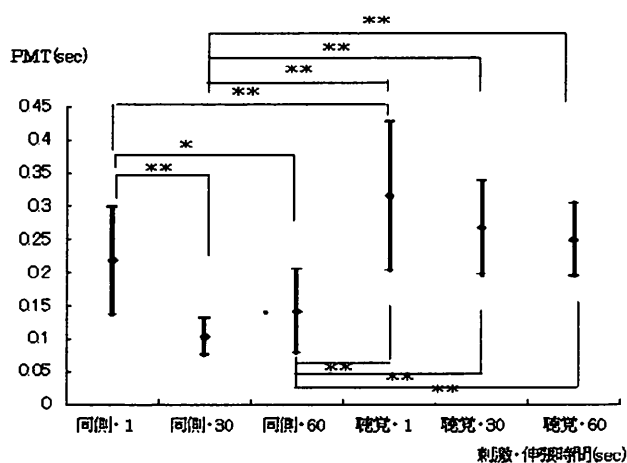


図1 S群 PMT

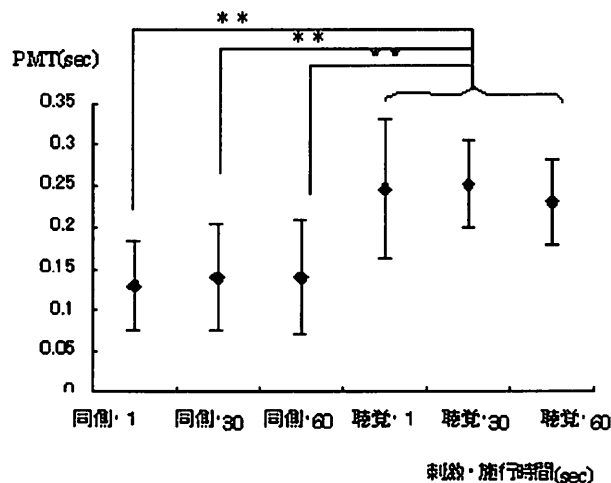


図2 C群 PMT

対象 (研究 2)

1. 対象

対象は健康成人 11 名で整形外科的疾患、神経疾患のない者とした。被験者には、本研究の目的、方法、などについて説明し、書面による同意を得た。対象者の身体特性は身長 166.9 ± 10.0 cm、体重 60.0 ± 7.4 kg、年齢 23.6 ± 2.4 歳で男性 6 名、女性 5 名であった。

方法 (研究 2)

研究 1 と同様に腹臥位となった被験者の利き足 (本研究ではボールを蹴る足、支持側の反対とした) 腓腹筋に対し S 群は 1~3 秒、30 秒、60 秒の他動的かつ持続的な伸張、非伸張の全部で 4 種類の条件を無作為な順序で施行し、刺激入力を同側足底刺激と聴覚刺激とした。その他の条件は研究 1 と同様に行った。

結果 (研究 2)

両刺激とも PMT において一元配置分散分析により、主効果が認められ、Fisher の多重比較検定により、筋伸張 1~3 秒に対して 30 秒に有意差を認めた。(図 3) また順序による影響は認めなかった。その他脳波、MT において主効果を認めなかった。

筋の他動的伸張時間の違いが同筋の反応時間に及ぼす影響について
The effect of the varying the duration of static stretching on reaction time of same muscle.

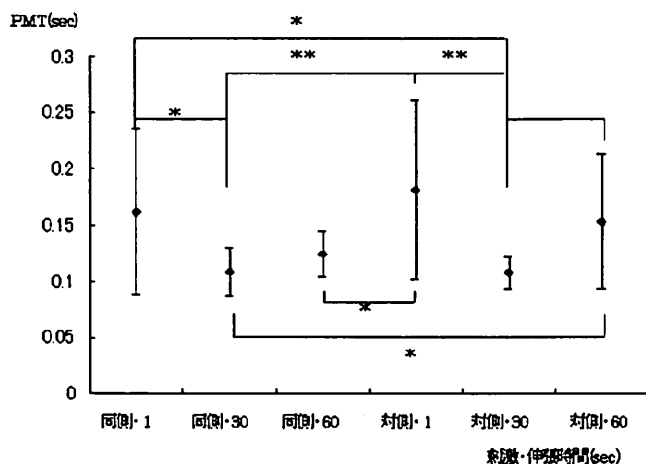


図3 研究2 PMT

考察

同側・反対側刺激において PMT は伸張時間の影響を同様に示し (図 3)、かつ両刺激間に有意差を認めなかった。また、PMT は聴覚刺激において有意に延長し、かつ伸張時間の影響は筋伸張時間の延長にともない短縮傾向を示すにとどまった (図 1)。Weiss⁴⁾によれば PMT は中枢処理過程を反映する時間だとされる。本研究では脳波により覚醒レベルに差がないことを確認し、上記のような結果を得た。これらのことから反応時間において感覚入力経路の違い以外に、足底からの上行性経路に交叉性の影響を含め筋伸張が促進的に働いたのではないかと考えられる。また、聴覚刺激において有意差は認めなかったが、30 秒、60 秒の筋伸張が筋伸張

1～3 秒と比較して短縮する傾向を示したことから (図 1)、筋伸張は脊髄レベル以下の下行性経路、神経接合部にも影響を与えていると考えられた。以上のことから筋伸張は反応時間に影響し、下肢における短時間の筋伸張は反応時間を短縮させる可能性が示唆された。

PNF において運動の開始という点では、聴覚刺激よりも末梢からの刺激、つまり素早い伸張刺激が運動の開始を誘発することが示唆された。また先行研究³⁾、本研究において 30 秒より、60 秒の伸張時間が PMT

を延長させる傾向にあることから、PNF における筋伸張の時間を考慮する必要があることが示唆された。

本研究では 30 秒以下の筋伸張時間についての検討を行ってはおらず、今後の課題と考える。また、本研究では MT において主効果は認められなかったが、筋伸張施行前の条件を考慮することで MT への筋伸張の影響を検討することも今後の課題と考える。

参考文献

- 1) Bandy WD, Irion JM : The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. : Physical Therapy. 74(9) : 845-850, 1994.
- 2) Feland JB, Myrer JW, SS Schulthies, et al. : The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. 81(5) : 1110-1117
- 3) 秋山純和、津田陽子、住谷久美子 : 筋の持続的伸張時間が反応時間に及ぼす影響. PNF リサーチ 1(1) : 29-30, 2001.
- 4) Weiss, AD. : The locus of reaction time change with set, motivation, and age. : J. Gerontol. 20 : 60-64, 1965.
- 5) 黒澤和生、丸山仁司 : 関節牽引が反応時間に与える影響. 運動生理 5(2) : 91-94, 1990.
- 6) 中村隆一 : 筋電図反応時間による運動発現の検討. 臨床脳波 30(9) : 566-572, 1988.
- 7) 石橋元範、吉田倫幸 : 覚醒低下に伴う反応時間と脳波の変動. 人間工学 36(5) : 230-237, 2000.
- 8) 小柳磨毅 : ストレッチングの新しい考え方. PT ジャーナル 31(10) : 746-748, 1997.
- 9) 秋山純和、津田陽子 : PNF ストレッチングによるアプローチの概要. マニピュレーション 17(2) : 31-36, 2002.

立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果
The Effect of the PNF Approach against a Case with Difficult Standing up

立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果

The Effect of the PNF Approach for treating difficulty with Standing up

星 真行¹⁾

百瀬公人²⁾

小野武也²⁾

縮井純一¹⁾

Masayuki Hoshi

Kimito Momose

Takeya Ono

Junichi Chirii

要旨：本研究の目的は、立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果を COP の変化で評価することである。対象は、脳梗塞にて右片麻痺を呈した 81 歳の女性で、Brunnstrom stage は上下肢 stage V、手指 stage VI であった。方法は、8 日間 PNF アプローチを施行し、立ち上がり動作の COP を治療前後で測定した。データは、屈曲相（座位から臀部離床）、伸展相（臀部離床から立位）の 2 相に分けて 1 日の治療前後と、「開始時である 1 日目の治療前」と「終了時である 8 日目の治療前」を比較した。結果は、屈曲相の時間が 1 日の治療前後で有意に短くなった。また、1 日目の治療前と 8 日目の治療前の比較で、屈曲相の COP がより前方に移動し、そのため伸展相では COP の前後方向の移動が小さくなり、左右の動揺が小さくなる傾向にあった。これより PNF アプローチは体幹の前傾の運動を速く、移動量を大きくし、立ち上がりを容易にすると考えられ、立ち上がり動作に対する効果を示唆すると思われる。

キーワード：PNF, 立ち上がり動作, COP, 治療効果

Abstract : The purpose of this single case study was to evaluate the effect of the PNF approach by using center of pressure (COP). The subject was an 81-year-old woman who presented with a right hemi-paralysis due to cerebral infarction. The subject's Brunnstrom recovery stages were V for the upper extremity, VI for the fingers, and V for the lower extremity. The subject was treated with the PNF approach for eight days. The COP of standing up was measured by a gravicorder before and after the PNF treatment. The period of standing up was divided into two phases. Phase-1 started with the secure sitting position and ended with the hips taking off from the seat. Phase-2 started with the hips taking off from the seat and ended with the secure standing position. Data was compared before the PNF treatment the first day and the eighth day.

The period of phase-1 was decreased after PNF. There was a significant difference between pre and post-PNF. In phase-1, the COP movement distance was increased after PNF. But, there was no significant difference. In phase-2, the COP movement distance was decreased after the PNF. There was no significant difference. The period of phase-1 was decreased after PNF, because the subject could move her trunk faster. Therefore, the PNF approach can change a patient's trunk movement during standing up. Standing up becomes easier, and an effect is noted.

Key Word : PNF, Standing Up, COP, Effect of medical treatment

はじめに

日頃の臨床において、脳卒中片麻痺患者の立ち上がり動作では、前方への重心移動が不十分なために立ち上がりが困難な症例を経験する

1) 公立高島病院 理学療法科

Department of Physical Therapy, Takahata Public Hospital

2) 山形県立保健医療大学 保健医療学部 理学療法学科

Department of Physical Therapy, Yamagata Prefectural University of Health Science

立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果
The Effect of the PNF Approach against a Case with Difficult Standing up

ことが多い。特に、立ち上がりにおいて静止座位から臀部が離床する期間である屈曲相において、体幹前傾が不十分で前方への重心移動が困難な場合が見受けられる。さらに臀部離床から静止立位までの期間である伸展相では、非麻痺側に重心がのっている場合がみられ、屈曲相及び伸展相ともに立ち上がり動作を困難にしている要因があると思われる。高橋¹⁾は、脳卒中片麻痺患者（以下、片麻痺患者）における立ち上がりが困難な原因として、立ち上がろうとすると骨盤は後傾位のままで、健側上肢で強く引くか、または押しつけながら健側下肢のみで立ち上がろうとすると述べている。固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation；以下、PNF）において、リズムミックスタビリゼーション

（以下、RS）やリズムミックイニシエーション（以下、RI）などのテクニックが立位重心動揺を減少させ²⁾、これらのテクニックが立ち上がり動作に有効であると述べている³⁾。しかし、立ち上がり動作での治療効果の客観的なデータは示されておらず、そのような研究は筆者が検索する限り報告がない。また、動作中の重心移動は、床反力作用点（Center Of Pressure；以下、COP）を計測することにより簡便に評価できる⁴⁾。

本研究の目的は、発症後早期の患者で立ち上がり動作困難な症例に対して、PNF アプローチの効果を COP の変化で評価し、PNF の効果を明らかにすることである。

方法・対象

症例は、平成 14 年 6 月 9 日に脳梗塞にて右片麻痺を呈した 81 歳の女性であり、身長、体重はそれぞれ 150cm、51.5kg であった。

Brunnstrom stage は上肢 stage V、手指 stage VI、下肢 stage V であり、知覚は表在・深部覚ともに軽度鈍麻であった。両膝関節に加重時痛を認めているが、動作に支障は見受けられなかった。高次脳機能においても問題は認められなかった。日常生活動作は、寝返り、起き上がりおよび立位保持はともに自立しており、立ち上がりは物的介助を要した場合もあるが可能であった。歩行は四点杖を使用し、近位監視レベルで可能であった。対象者には本研究に関する説明を行い、同意を得た。

測定手順

測定手順として、上記対象者に対し、平成 14 年 8 月 28 日から平成 14 年 9 月 6 日の 8 日間 PNF アプローチを施行し、立ち上がり動作の COP を治療前後 2 回ずつ 1 日 4 回測定した。これらの測定に関して、開始肢位の座位では、目の高さの正中位 2 m 前方に固視点を設置して、対象者に注視するよう求めた。

PNF アプローチは 2 種類の方法にて 1 日 15 分から 20 分施行した。PNF アプローチ（図 1）としては、

- ① 屈曲相において肩甲骨下角に用手接触し前方への体幹前傾に介助した。伸展相では両肩峰に用手接触し、体幹伸展に抵抗をかけた。
- ② 屈曲相では、恐怖心を減少させるために前方に台をおき、両肘をついた状態で両肩峰に用手接触し、体幹前傾に抵抗をかけた。また、伸展相では両肩峰に用手接触し、体幹伸展に抵抗をかけた。

立ち上がり動作時の COP の測定には、アニメ社製ツイングラビコード G-6100 を用い、2 枚のフォースプレート上での後述する各条件の立ち上がり動作における COP

立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果
The Effect of the PNF Approach against a Case with Difficult Standing up

の軌跡をもって各パラメータを特定した。その際、サンプリング時間は 30 秒、サンプリング周期は 20Hz とした。1 枚のフォースプレートを 40cm の台の上に置き、もう 1 枚を水平な床上に置き固定した。また、すべての条件の開始肢位は座位とし、40cm の台のフォースプレートに臀部を接地し、床上のフォースプレートに足底を接地した。足底内側縁は正中矢状面を中心に歩隔を 10cm とし接地位置を固定、膝関節を 100 度に固定し統一した (図 2)。

分析方法として、屈曲相、伸展相の 2 相に分けて、屈曲相では、屈曲相の時間、前後方向の COP の最大揺れ幅 (以下、前後移動距離) を用い、伸展相では、前後移動距離、左右方向の COP の最大揺れ幅 (以下、左右振幅) を用いた。統計学的解析は、1 日の治療前後の COP と時間を「8 日間の平均値」で比較し、対応のある t 検定で行い、危険率は $p < 0.05$ を用いた。また、「開始時である 1 日目の治療前」と「終了時である 8 日目の治療前」の COP と時間を比較した。

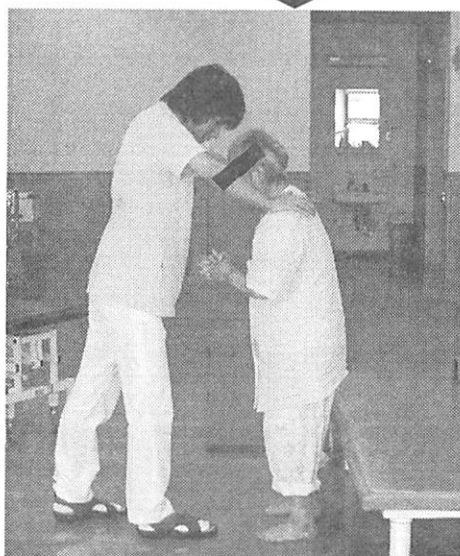
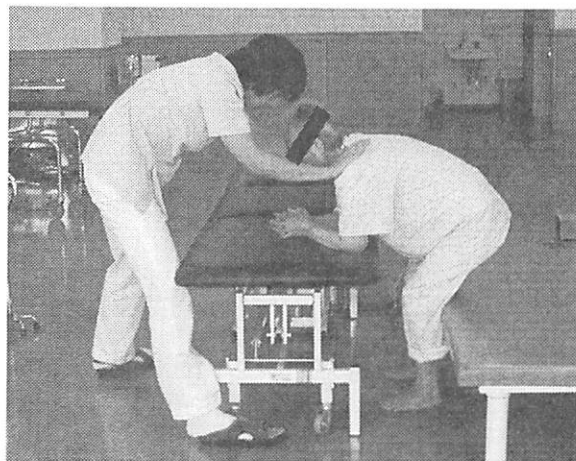


図 1 アプローチ方法
PNF アプローチ①



PNF アプローチ②

立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果
The Effect of the PNF Approach against a Case with Difficult Standing up

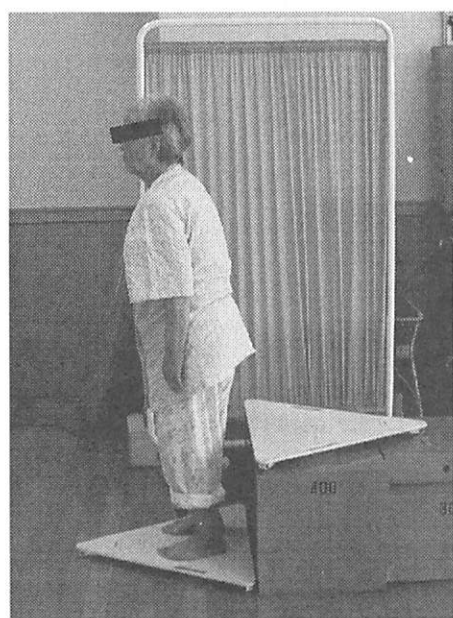
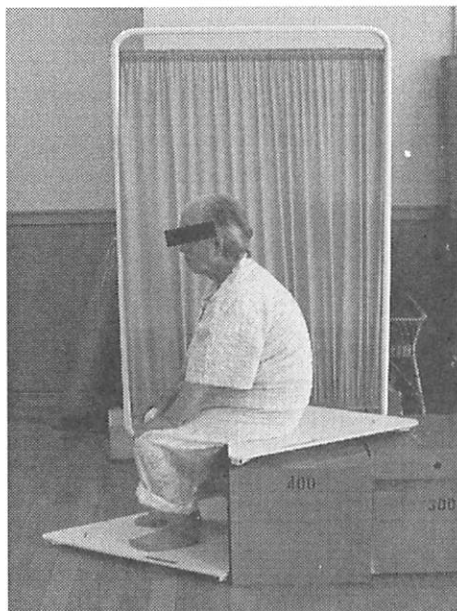


図2 COP測定方法

結果

屈曲相（図3, 4）では、屈曲相の時間において1日の治療前後の時間を「8日間の平均値」で比較したところ、治療前の平均値は4.00

秒、治療後の平均値は3.30秒であり、危険率は0.01以下で治療後の有意な減少を認めた（ $p < 0.01$ ）。前後移動距離においては、1日の治療前後のCOPを「8日間の平均値」で比較したところ有意差は認められなかった。1日目の治療前と8日目の治療前を比較したところ、屈曲相の時間では、1日目の平均値が4.90秒、8日目の平均値が2.95秒となり小さくなる傾向にあった。また、前後移動距離では、1日目の平均値が16.17cm、8日目の平均値が21.17cmと大きくなる傾向にあった。

伸展相（図5）では、前後移動距離、左右振幅において1日の治療前後のCOPを「8日間の平均値」で比較したところ、ともに有意差は認められなかった。しかし、1日目の治療前と8日目の治療前の比較において、前後移動距離で1日目の平均値が5.90cm、8日目の平均値が5.76cm、左右振幅で1日目の平均値が4.21cm、8日目の平均値が3.34cmとなりともに小さくなる傾向にあった。

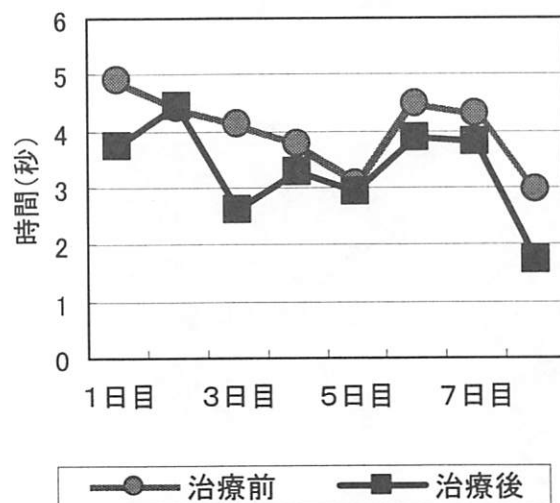


図3 屈曲相の時間（8日間の治療前後の比較）

立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチの効果
The Effect of the PNF Approach against a Case with Difficult Standing up

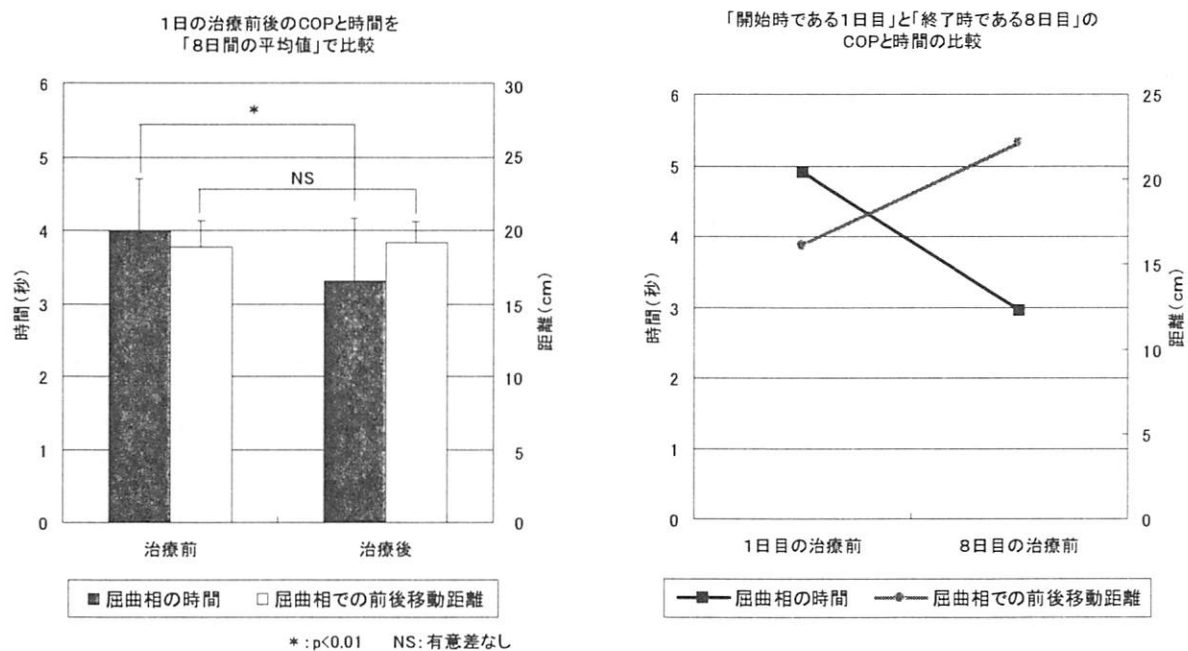


図4 屈曲相での比較

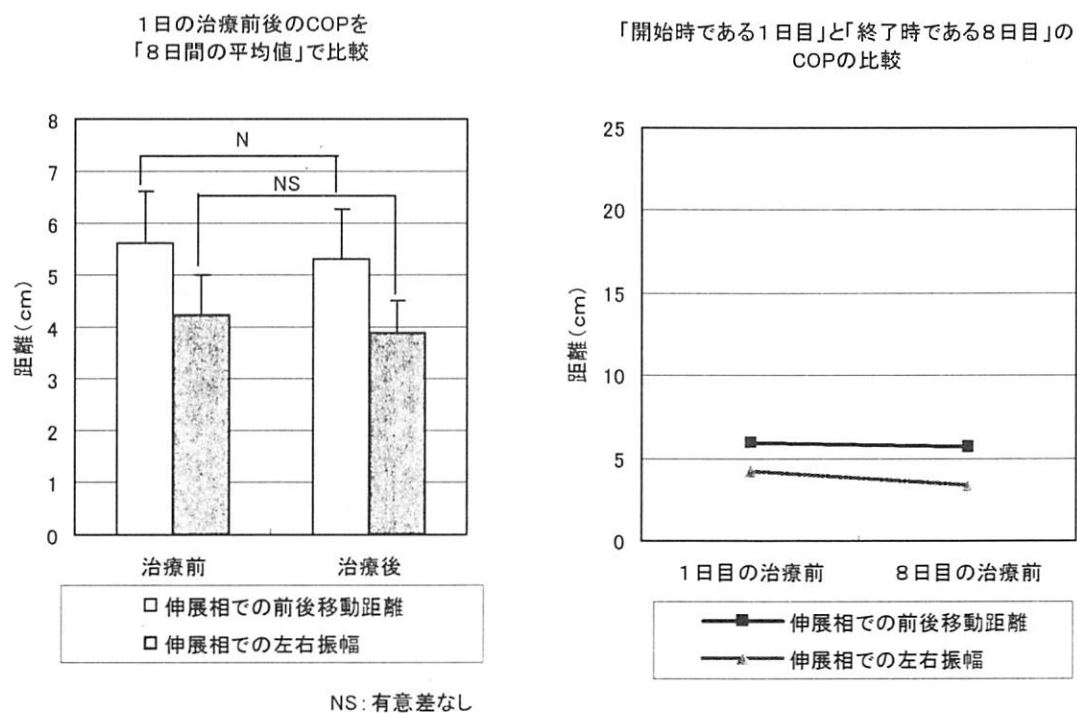


図5 伸展相での比較

考察

治療前後の比較において屈曲相の時間が有意に短縮した。このとき屈曲相の前後移動距離が増加の傾向を示しているため、体幹の動作速度が大きくなったと考えられる。今回用いた PNF は前方への重心移動を促すアプローチを用いており、PNF アプローチの効果が示唆される。高橋¹⁾は、片麻痺患者の骨盤が後傾し、非対称な坐位肢位をとっていることを報告している。また、石井⁵⁾は、立ち上がり動作における力学的要求を満たすためには、体幹の前傾がきわめて重要であり、骨盤の前傾によって体幹が前方に回転していると述べている。したがって、今回の体幹を前傾させる PNF アプローチにより立ち上がり動作中の臀部離床時の骨盤前傾が増大し、立ち上がりが容易になったと考える。

伸展相では、左右方向の動揺が小さくなる傾向にあった。これは RS による関節圧縮により、安定性が得られたものと思われる。前後方向では、COP の移動が小さくなる傾向にあった。これは屈曲相で COP がより前方に移動し、重心が立位時の足部の支持基底面に近づくように移動しているため、伸展相での重心の大きな前後方向の移動が必要でなくなり小さくなったものと考えられる。石井⁵⁾らによると、「臀部が座面から離れた瞬間に、身体重心の投影点が足部で構成される支持基底面内に存在する⁴⁾」ことが、立ち上がり動作における最も重要な力学的要求であり、立ち上がり動作の中で、この時期の身体重心制御が最も難しいと報告されている。したがって、立てない時、あるいは立ち上がりが安定しない時は、前方への重心の移動量が少ないと考えられる。したがって、

立ち上がり動作困難な症例に対する PNF アプローチは、体幹の前傾の速度を速く、移動量を大きく、足部の支持基底面内に重心を移動させることを可能にし、立ち上がりを容易にするとと思われる。

本研究は 1 症例の実験デザインを用いたが、治療実施しないときの計測が不可能であったため、安定したベースラインの期間を設けることが出来なかった。したがって、PNF アプローチの効果は断定できないが、今後、健常者の対照群との比較や多くの症例で比較検討していく必要があると思われる。

参考文献

- 1) 高橋護：片麻痺患者の歩行訓練、PNF リサーチ 2(1):47-58,2002.
- 2) 新井光男,加島一江,猪野訓子他：PNF が静的立位バランス機能に及ぼす影響,理学療法学 17(5):441-446,1990.
- 3) 富田浩：中枢神経疾患の PNF,理学療法 14(2):107-113,1997.
- 4) 江原義弘,山本澄子：ボディダイナミクス入門立ち上がり動作の分析,医歯薬出版,東京,2001.
- 5) 石井慎一郎：臨床運動学からみた動作分析,理学療法 19(8):902-910,2002.

四つ這い姿勢での上肢PNFパターンが対側大殿筋の筋活動に及ぼす影響
 The effect of Upper Extremity PNF pattern on muscle contraction of the contralateral
 Gluteus maximus muscle in a prone kneeling posture.

上杉 睦¹⁾ 石川 雅望¹⁾ 西田裕介²⁾ 秋山純和³⁾
 Mutsumi Uesugi Masami Ishikawa Yusuke Nishida Sumikazu Akiyama

要旨：四つ這い姿勢で固有受容性神経筋促通法（PNF）の上肢パターンと対側股関節の伸展動作を組み合わせた運動課題を行い、上肢パターンが対側大殿筋の筋活動に及ぼす影響を検証した。方法は健常男性 11 名に四つ這い姿勢で上肢伸展－外転－内旋パターンと屈曲－外転－外旋パターンを右股関節伸展動作と組み合わせそれぞれ最大抵抗を加えた。表面筋電図を右大殿筋、左右脊柱起立筋で導出、安定した 5 秒間で root mean square(RMS)を求めた。また、股関節伸展時の抵抗から大殿筋の筋出力を求めた。結果は筋放電では伸展パターンよりも屈曲パターンで左脊柱起立筋と右大殿筋で大きい筋放電が得られ、筋出力では屈曲パターンより伸展パターンで大きかった。このことは神経学的に中枢でのパターン発生器の影響が考えられる。

キーワード：四つ這い姿勢、大殿筋、PNF

Abstract : We performed PNF patterns of the upper-limbs during contralateral hip extension in a prone kneeling posture, and the muscle activities were analyzed. Eleven male subjects received PNF patterns on the left upper-limbs during right hip extension. Subjects performed each PNF pattern with a maximum isometric contraction at the end position. The measured muscles were the right gluteus maximus muscle and erector spine muscles of both sides.

Also, we measured the force of the gluteus maximus muscle. As a result, the upper-limbs flexion pattern produce a much greater RMS than did the upper-limb extension. On the other hand, the force extension pattern produced a much greater data than flexion pattern. This experience suggests that the PNF pattern of the upper-limbs may affect the central pattern generator from a neurological effect

Key Word : Prone kneeling posture Gluteus maximums muscle PNF

はじめに

PNF の治療手技において四つ這い姿勢で上肢、下肢のパターンを組み合わせた手技には上肢屈曲－外転パターンと対側下肢伸展－外転パターンの最終域、反復収縮を

組み合わせて行う手技がある¹⁾。これは主に体幹筋群の同時収縮の強化、体幹の運動性の強化、および支持基底面を変化させ、支持側上下肢安定性増大の強化等の目的に行われる¹⁾ ものであり大殿筋の筋活動に主に着目したものではない。

1) 国際医療福祉大学保健学部 理学療法学科学部生

Undergraduate student, International University of Health and Welfare

2) 国際医療福祉大学大学院理学療法学分野

Postgraduate school, International University of Health and Welfare

3) 国際医療福祉大学保健学部 理学療学科

Department of Physical Therapy, International University of Health and Welfare

四つ這い姿勢では股関節において重力に反した過伸展の運動をするには最適な姿勢であり²⁾、四つ這い姿勢は歩行準備段階においても保持可能となることが多い。また、上肢と対側下肢の同時運動は力学的にも、広背筋と対側大殿筋の胸腰筋膜による連結から大殿筋の筋収縮効率に影響をあたえていると考えられており、腹臥位での股伸展動作と対側上肢挙上運動を同時に行ったら歩行能力が改善したとの報告もある³⁾。

さらに、四つ這い姿勢は立位姿勢に比較し支持基底面が広く安定した姿勢であり、歩行の準備段階においても保持が可能となる。また、運動発達の過程において四つ這い姿勢は立位姿勢の前段階であり立位歩行の治療段階として適していると考えられる。

これらの観点より私達は四つ這い位姿勢において、一肢の下肢パターンのみではなく他にも、大殿筋の筋活動増強手技について検討することは有意義であると考えた。上肢PNFパターンは大殿筋の筋収縮を最も促通しているパターンであり⁴⁾、四つ這い姿勢での上下肢の組み合わせパターンにおいても上肢パターンが対側大殿筋筋活動に影響を及ぼしている可能性が考えられる。これらの観点から四つ這い姿勢で左上肢伸展-外転-内旋パターン、屈曲-外転-外旋パターンと同時に右股関節の伸展運動を各々組み合わせて行い、その際の大殿筋筋活動を測定し、2つの上肢パターンが対側大殿筋の筋活動に及ぼす影響を検証した。

本研究は骨盤挙上運動時に上肢PNFパターンを施行した西田らの研究の追従研究であり⁵⁾、今回ブリッジ動作に比較しより下肢へ体重負荷が可能で、より立位歩行に近い姿勢の四つ這い姿勢を選択した。四つ

這い姿勢での上肢PNFパターンが対側大殿筋の筋力増強手技としての有用性を考察する。

対象と方法

対象は十分なインフォームドコンセントを行い同意が得られた、特に整形外科的、神経学的疾患の既往のない健常若年男性11名。年齢：20.6±1.3（歳）身長：171.4±4.6（cm）体重：62.9±5.1（kg）（平均±標準偏差）であった。筋電図の測定筋は右大殿筋、左右脊柱起立筋群下部とし、表面筋電図を双極誘導とするために中心距離を約2横指あけ、各筋の筋腹を確認し、筋の走行と平行に貼り付ける⁶⁾。その際、被験者はリラックスした状態で行い、皮膚電極間抵抗が20KΩ以下になるように皮膚処理を行った。アースは仙骨部に貼り付けた。筋電図は日本光電社製の筋電計（POLYGRAPH SYSTEM: BIOELECTRIC AMPLIFIER AB-621）を用い、SENSITIVITY 1にて導出した。

右股関節伸展動作に左上肢伸展-外転-内旋パターン（以下伸展パターン）、左上肢屈曲-外転-外旋パターン（以下屈曲パターン）、右股関節伸展動作のみ（以下股関節伸展動作）を組み合わせたもの計3つをランダムに選択し施行した。下肢では右股関節で股関節伸展0°に設定し膝窩部に抵抗を加え最大等尺性収縮を7秒間行わせた。上肢では左上肢PNFパターンの各最終域にて抵抗をかけた。上記の筋電図測定筋にて7秒間筋電波形を導出し、筋電図波形の前後1秒間を除いた安定した5秒間のデータを用いた。この際、A/D変換機(Power

lab)を使用し、サンプリング周期を 1kHz とした。得られたデータを、全ての値を 2 乗し、絶対値表示にした後、筋電波形が安定している 5 秒間のデータを用いて root mean square (以下 RMS) を求めた。さらに、股関節伸展運動時の RMS を 100% として正規化し %RMS で示した。

また、右膝窩部の抵抗を LU-SB34D 型荷重変換機 (ロードセル) に接続し大殿筋の筋出力を測定し、RMS 同様に股関節伸展動作の値を 100% として正規化した。さらに RMS、筋出力の値より本研究では計算式 (Force/ i EMG) にて積分値 (iamb) の値を RMS に置き換え、神経筋効率 (Force/RMS : NME) として算出し股関節伸展動作の値を基準として正規化した。

測定の際には疲労を考慮し各運動課題の間に側臥位で 5 分間の休憩を取った。また、股関節伸展可動域が一定に保たれるように測定肢位で角度計を用いて左側の股関節の屈曲角度を 90° に設定した。さらに、両手部、左膝部にて検査台にマーキングを行い測定肢位の統一をはかった。また、伸展パターンと屈曲パターンの結果の比較において t 検定を用い、危険率は 5% 未満をもって有意と判断した。

結果

各筋における %RMS (平均値 ± 標準偏差) において股関節伸展動作に比較し屈曲パターンの組み合わせで左右脊柱起立筋、大殿筋にて %RMS の統計的に有意な増加傾向がみられ、伸展パターンの組み合わせでは左右脊柱起立筋群には統計的に有意な増加傾向がみられたが大殿筋には増加は認められなかった。

伸展パターンと屈曲パターンの手技間の比較では左脊柱起立筋下部では伸展パターン : 106 ± 19(%)、屈曲パターン : 178 ± 18(%) であり伸展パターンに比較し屈曲パターンで大きい傾向が認められた。右脊柱起立筋においては伸展パターン : 146 ± 38(%)、屈曲パターン : 181 ± 73(%) であり有意差を認めなかったが伸展パターンに比較し屈曲パターンで大きい傾向が見られた。右大殿筋では伸展パターン : 98 ± 12(%)、屈曲パターン : 111 ± 21(%) であり、伸展パターンに比較し屈曲パターンで大きい傾向を示した。大殿筋の筋出力 (Force) では伸展パターン : 58 ± 19(%)、屈曲パターン : 49 ± 18(%) となり股関節伸展動作に比較し上肢パターンを組み合わせると筋出力は減少する傾向が認められた。伸展パターンと屈曲パターンの比較では %RMS とは対照的に屈曲パターンに比較し伸展パターンで大きい傾向が認められた。神経筋効率 (NME) では伸展パターン : 60 ± 20(%)、屈曲パターン : 45 ± 17(%) となり、筋出力同様、屈曲パターンに比較し伸展パターンで大きい傾向が認められた。

表1 上肢PNFパターン施行における%RMS, Force, 神経効率

測定筋	伸展パターン	屈曲パターン	有意差 (伸展 屈曲)
%RMS (%)			
左脊柱起立筋下部	106±19	178±18	*
右脊柱起立筋下部	146±38	181±73	n.s
右大殿筋	98±12	111±21	*
Force (%)			
右大殿筋	58±19	49±18	*
神経筋効率 (%)			
右大殿筋	60±20	45±17	**

* : p < 0.05 ** : p < 0.01 n.s : Non significant (平均±標準偏差)

考察

%RMSの結果では、股関節伸展動作のみに比較し伸展パターン、屈曲パターンを加えた場合共に左右脊柱起立筋下部の筋放電が大きくなる傾向がみられた。右大殿筋では屈曲パターンにて筋放電の増大傾向がみられたが伸展パターンでは増加はみられなかった。手技間の比較では伸展パターンよりも屈曲パターンのほうが左脊柱起立筋と右大殿筋で統計的に有意に大きい筋放電が得られた。

西田らの報告でも骨盤挙上運動（ブリッジ運動）時の一側上肢パターン施行では対側大殿筋および左右脊柱起立筋で骨盤挙上運動時に上肢屈曲パターンを組み合わせた方法で、上肢伸展パターンを組み合わせた方法より有意に大きい筋活動が得られた⁵⁾。

この上肢屈曲パターン施行による対側大殿筋筋活動の増大を神経生理学的に考察すると、歩行の連鎖反射説の概念（歩行は基本的反射の複合体であり、反射が次の反射をひきおこすものである⁷⁾）より一側上肢の入力による対側大殿筋の筋活動の増加は

長径反射である脊髄－延髄－脊髄反射が影響し、脊髄－延髄－脊髄反射は四肢間に起こる反射であるため同側より対側において効果を得られやすい。そのため上肢PNFパターンが対側大殿筋の筋活動に影響を与えたという西田らの報告を支持するものと考ええる⁵⁾。力学的に考察すると上肢屈曲パターンでの筋活動の増大は広背筋と対側の大殿筋の胸腰筋膜による連結と2筋の動時収縮により仙腸関節の閉鎖力が高まったことの影響が考えられる^{4) 10) 11)}。

大殿筋の筋出力および神経筋効率においては手技間の比較で屈曲パターンよりも伸展パターンのほうが統計的に有意に大きかった。これは、筋放電と反対の結果となる。つまり、屈曲パターンを組み合わせた場合では伸展パターンを組み合わせた場合に比較し対側大殿筋において筋放電が増大するが筋出力は小さく、上肢伸展パターンの組み合わせでは逆に筋放電は少なく筋出力は大きいという結果になった。

これには、歩行動作におけるパターン発生器説の概念（中枢にパターン発生器へcentral pattern generator、CGP～があり

これが歩行に必要な筋活動の空間的・時間的パターンを決定している。パターン発生器は脊髄にあり、脳幹にある視床下歩行野、中脳歩行誘発野、橋歩行野から駆動される^{7) 8) 9)}より歩行時の大殿筋筋活動も中枢からのパターンによる支配の影響を受けている可能性が考えられる。大殿筋は歩行において2つの重要な働きがある。1つは足部接地の衝撃力に対し立脚相を安定させて重力に抵抗し身体を支えることであり、もう1つは、次の一步を踏み出すため身体を前進させる力の生成を行うことである。立脚相における大殿筋は主に前者の役割が大きく、立脚相の初期に最も筋放電が得られ、重力により身体が倒れるのを阻止し、頭部-上肢-体幹の前進を制御するのに重要である⁸⁾。つまり、大殿筋は立脚相初期には衝撃緩和の働きより筋放電が大きく立脚相の後期の推進期には大きな筋出力が必要である。一方、歩行動作時の上肢動作に着目すると屈曲パターンは対側下肢における立脚相初期の上肢動作に類似し、伸展パターンは対側下肢の立脚相後期の動作に類似していることが観察される。歩行動作の中で大殿筋の筋活動と、対側上肢の動作の組み合わせも、中枢のパターン発生器による支配を受け、パターン化されているものと考えられる。

結果では、上肢パターンの施行により中枢が活性化され、歩行動作で筋放電が最も得られる立脚相初期の対側上肢の運動に類似した屈曲パターンでは大殿筋の筋放電が増大し、筋出力が必要となる立脚相後期に類似した伸展パターンでは大殿筋の筋出力、

神経筋効率の値が大きかった可能性が考えられる。

また、四つ這いでの股伸展動作とPNF上肢パターンの組み合わせは、脊柱起立筋群の筋活動も増大させることから単独の下肢パターンに比較し上肢-体幹-下肢の連結した活動を作り出すといえる。歩行動作の協調的に起こる複雑な運動パターンの要素や、中枢による運動パターンの時間的・空間的パターンを作り出す構造の存在といった概念よりこの上肢-体幹-下肢の連結した活動は上位中枢に対しての活性を与えた可能性が考えられる

本研究より、上肢パターンは対側大殿筋の筋活動に影響を与えること、さらに、上肢パターンが対側大殿筋に及ぼす影響は上肢パターンにより異なることが示唆された。歩行動作と四つ這い移動での筋電図を比較すると大殿筋・脊柱起立筋の筋活動にて共に立脚相の初期、および後期に筋活動のピークが見られる¹⁰⁾。これらのことから歩行の前段階の治療手技として四つ這い肢位での移動動作と共に上肢パターンとの組み合わせを歩行動作における大殿筋の筋活動を考慮し対側上肢パターンを選択して行うことで大殿筋の筋力を増大、歩行動作の改善効果を得る可能性が考えられる。

本研究では健常若年成人を対象としたものであり、年齢、性差による変化および疾患に対する有用性についての検討が必要である。また、上肢パターンの初期、中間域における筋電図データと歩行動作との関連についての検討が必要と考えられる。

参考文献

- 1) 柳澤健、乾公美：PNF マニュアル。
南江堂， 112-115, 2001.
- 2) S.S.Adler.D.Beckers.M.Buck 著，柳澤健、中島榮一郎、高橋護訳：PNF ハンドブック。クインテッセンス出版株式会社。 133-136, 186-190. 1997.
- 3) 中野順子・他：腹臥位での股関節伸展と反対側上肢挙上動作に関する検証，第 21 回関東甲信越ブロック，理学療法学会誌，60，2002
- 4) Dorothy E. Voss, Marjorie K. Ionta, Beverly J. Myers 著，福屋靖子監訳：神経筋促通手技。協同医書出版社，東京，1981.
- 5) 西田裕介・他：上肢 PNF パターンを用いた骨盤挙上運動時における大殿筋収縮力の増大効果について，理学療法学，16， 2：87-90，2001
- 6) Aldo O. Perotto 著，稲森良二翻訳：筋電図のための解剖ガイド，西村書店
- 7) 中村隆一：歩行の基礎知識－神経生理を中心として。理学療法，1：5-15，1984.
- 8) 丸山仁，黒澤和生，潮見泰蔵著：PT のための臨床運動学。アイベック，220-221，1998.
- 9) Anne Shumway-Cook, Marjorie Wool-lacott 著，田中繁・高橋明監訳：モーターコントローラー運動制御の理論と臨床応用。医歯薬出版株式会社，241-251，1999.
- 10) 石川友衛著：運動生理学・神経生理学リハビリテーション医学全書 3。医歯薬出版株式会社，122-124，1979
- 11) 山寄 勉 編：整形外科理学療法の理論と実際，MEDICAL VIEW 社 144-152，1997.
- 12) Christopher M. Norris 著：BACK STABILITY. USA p 43-45，2000

PNF 促通要素とかけ声 (Shout) 効果

The facilitating elements of PNF and the effect on shouting

高間 則昭¹⁾ 山中 映弘¹⁾ 秋山 純和²⁾ 西田 祐介³⁾
 Noriaki Takama Teruhiro Yamanaka Sumikazu Akiyama Yusuke Nishida

要旨 : PNFに関連して、運動中の対象者自身の掛け声効果について検討した。健康男性12名を対象に、①かけ声のみ(Shout)、②口頭指示のみ(Command)、③Shout+Command(S+C)、④かけ声も口頭指示も行わない(control)の4条件において、膝伸展最大等尺性収縮を5秒間行わせた。筋出力値(トルク)と内側広筋の筋電図(積分値)、神経筋効率(トルク/積分値)により比較した。結果、トルクと積分値に関して、ShoutとS+Cがcontrolと比較し、増加傾向を示し、Shout-Command間、S+C-Command間に有意差を認めた。Shoutは、筋放電量に与える影響が強い可能性があり、神経系、筋系における促通効果があることが示唆される。

キーワード : 掛け声, 筋放電量, 神経筋効率, 最大等尺性収縮

Abstract : The purpose of this study was to investigate the influence of shouting while performing PNF patterns. The subjects were 12 healthy males. Torque, vastus medialis iEMG and neuromuscular efficiency (Torque / iEMG) in 4 kinds of maximum isometric contractions of knee were extensioned that ①shouting only (Shout), ②verbal command only (Command), ③ Shout and Command (S+C) and ④no treatment (control). As a result, Shout and S+C resulted in a larger torque and iEMG than did control. We found a significant increase over Command. This study suggests that Shout may have had strong effects on muscle activity and may facilitate the nerv system and muscles.

Key Word : Shout, iEMG, Neuromuscular efficiency, Maximum isometric contraction

はじめに

スポーツなどで筋力や瞬発力を必要とする動作時、意識、無意識的に声が出ることを経験する。PNFでは、術者がコマンドを入れることで正しい運動方向と、声の抑揚によって筋収縮力をコントロールするが、被験者の掛け声については触れられていない。

「掛け声」について、猪飼ら¹⁾によると、「掛け声」とともに最大努力で発揮した力は、「掛け声」をかけずに最大努力した力に比べて高いことを明らかにしている。また、北村ら²⁾によると、「掛け声」は、「エネルギー動員の速さ」(速度)をも増すと報告しており、「掛け声」は筋の最大収縮速度や最大パワーを増すための有効な手段の一つであると述べられている。以上のことから、我々はこの「掛け声」効果をPNFに組

1) 国際医療福祉大学保健学部理学療法学科学生

Undergraduate student, International University of Health and Welfare

2) 国際医療福祉大学保健学部理学療法学科

Postgraduate school, International University of Health and Welfare

3) 国際医療福祉大学大学院理学療法分野

Department of Physical Therapy, International University of Health and Welfare

み合わせるにより相乗効果が得られると考え、PNF 促通要素である口頭指示と被験者自身が掛け声を入れた場合の効果について筋出力、筋活動量、神経筋効率の3点から検討した。

対象と方法

対象は実験に先立ち、目的と方法を説明し同意を得た健常男性 12 名 (年齢 22.4 ± 4.8 歳、身長 168.8 ± 4.6 cm、体重 64.8 ± 8.1 kg) とした。

運動課題は、①かけ声 (Shout) ②口頭指示 (Command) ③Shout+Command (S+C) ④かけ声も口頭指示も行わない (control) の4条件において膝伸展最大等尺性収縮を5秒間行うこととし、上記4課題を1セットとして3セット試行した。被験側は利き側とし、その判定は、階段昇降により先に出す側とした。疲労の影響を考慮して、各課題の試行順序はランダムに行い、課題間の休憩は2分間、セット間の休憩は10分間とした。また、課題中は息を吐きながら行い、Shoutに際し、運動課題中5秒間声を出し続けさせた。

Shoutは大きさ、内容とも被験者の自由とし、Commandは「ハイ、蹴ってー」といった内容をテープに録音し、被験者の2m前方に設置したオーディオから再生した。再生音を騒音計にて測定し、運動中の被験者内、被験者間の刺激を一定にした。

測定項目は、膝伸展最大等尺性収縮における筋出力 (トルク) と筋活動電位、主観的な掛け声の大きさを Visual Analogue Scale (VAS) で評価した。筋出力の測定には、OG技研社製 Hydromusculator GT500を使用した。測定肢位は、端座位、測定下肢膝屈曲 60° で被験側下腿、大腿、体幹をベルトで固定した。測定時は腕を胸の前で組んでもらい、背もたれに背中を密着

させ、頭部も前屈しないように指示することで代償動作の影響を最小限にした。

筋活動電位の測定には、Noraxon USA社製 Myoresearchを使用した。双極導出法により電極を大腿直筋、外側広筋、内側広筋の3筋に貼付し、アース電極は腓骨頭に取り付けた。導出した筋電図はA/D変換装置でコンピューターに入力した。サンプリングは1kHzとし、波形処理ソフトを用いて積分値 (iEMG) を求めた。なお、皮膚電極間抵抗を極力下げるよう、皮膚前処置剤スキンプュア、アルコールにより皮膚処理を行った。得られたデータは、最大筋トルク、5秒間の前後1秒を除いた中3秒間のiEMG、神経筋効率 (トルク/iEMG) で比較検討した。統計は一元配置分散分析を行い、検定はフィッシャーの多重比較検定を行った。危険率5%未満をもって有意とした。

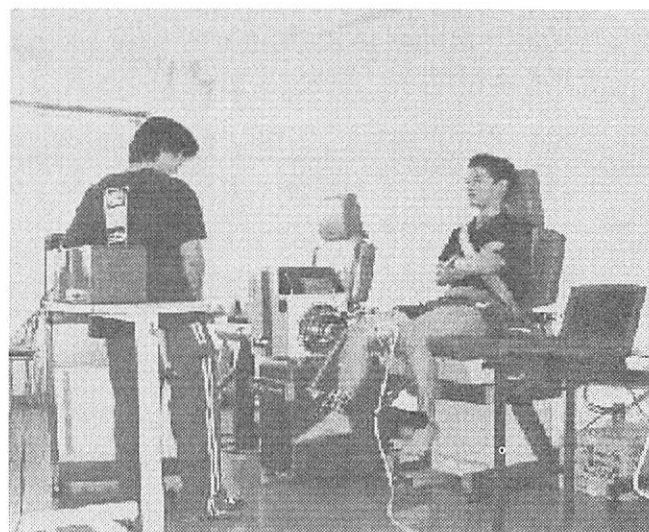


写真1. 測定風景

結果

controlを100%とした時の筋トルク、内側広筋、神経筋効率の変化率を表1に示し、各項目ごと

PNF 促進要素とかけ声 (Shout) 効果について
About facilitate elements of PNF and the shout effect.

に示す (図1～3)。iEMGは内側広筋におけるデータを示し、他の2筋については内側広筋と同様の傾向を認めた。

筋トルクの変化率は、Shout $113.9\pm15.6\%$ 、Command $99.9\pm8.1\%$ 、S+C $113.0\pm14.3\%$ であった。内側広筋のiEMGにおいては、Shout $144.8\pm56.3\%$ 、Command $108.2\pm23.1\%$ 、S+C $138.8\pm47.4\%$ であった。神経筋効率はShout $86.1\pm21.9\%$ 、Command $95.3\pm16.1\%$ 、(S+C) $87.8\pm21.3\%$ であった。

トルク、iEMGについては、共にShout・Command間、S+C・Command間で有意差を認め、Shoutが最も高い値を示し、S+C、Commandの順となり、Commandはcontrolと比べ大きな変化は認めなかった。神経筋効率では、課題間の有意差を認めなかったが、Shoutが最も低い値を取り、S+C、Commandの順となり、トルク、iEMGの結果と反対の傾向が認められた。

掛け声の大きさはVASにて計測した結果、 6.8 ± 1.9 であった。

表1. control に対するトルク・iEMG・神経筋効率の変化率(%)

	(n=12)		
	トルク(%)	iEMG(%)	神経筋効率(%)
Shout	113.9 ± 15.6	144.8 ± 56.3	86.1 ± 21.9
Command	100.0 ± 8.1	108.2 ± 23.1	95.3 ± 16.1
S+C	113.0 ± 14.3	138.8 ± 47.3	87.8 ± 21.3

(数値: 平均±標準偏差)

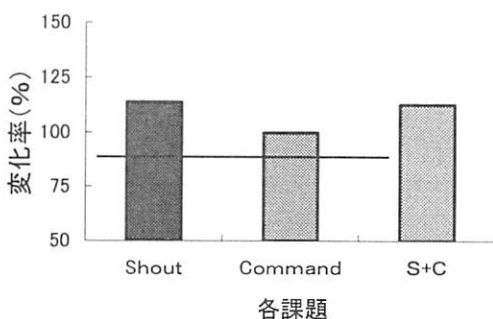


図1. 筋トルクの変化率

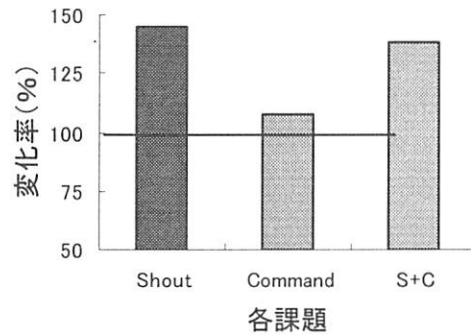


図2. 内側広筋のiEMG変化率

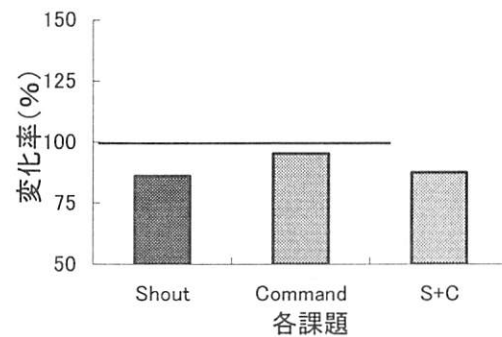


図3. 内側広筋 神経筋効率変化率

考察

本研究において、Shoutのトルク、iEMGは共に増加しているものの、神経筋効率は他に比べ大幅に減少している。これは、筋出力より筋放電量の増加傾向が強く現れたためであり、最大等尺性収縮でのShoutは筋放電量に与える影響が強い可能性がある。随意的な最大努力の運動では、筋出力の生理的限界と心理的限界の差異から、筋の収縮を制限する何らかの抑制（身体防御機構）が運動を起こさせる中枢神経系（脳及び脊髄）で働いているものとされている。矢部ら³⁾によると、「かけ声」によって大脳内に生じた旧皮質の賦活作用が間接的に大脳皮質の興奮水準を高めることが推察されている。かけ声をかけるということは、発声とともに横隔膜、

PNF 促通要素とかけ声 (Shout) 効果について
About facilitate elements of PNF and the shout effect.

腹筋群による強制呼吸が必要となり、単に運動を遂行する場合に比較し、活動に参加する筋群の絶対的な増加が起こる。したがって、それに関与する皮質運動野も拡大し、また、発声に関与する筋群からの感覚中枢へのフィードバックも増加することにより大脳皮質の覚醒レベルが向上すると考えられる。つまり、Shoutのトルク、iEMG増加には、大脳皮質の覚醒レベルの向上が関与していると考えられる。また、柳澤ら^{5)~8)}によると、PNF開始肢位を他動的にとることで、固有受容器を介して大脳皮質を覚醒させ、脊髓前角細胞の興奮性が高まり、筋出力や筋反応速度が増加することが確認されている。このことから、皮質の覚醒という点で、PNF肢位を他動的にとった場合と同様の効果がShoutによっても起こっていることが予想される。つまり、Shoutによって大脳皮質の覚醒レベルが向上することで、運動ニューロンにおける活動、脊髓前角細胞の興奮性が高まり、さらに身体防御機構における上位中枢の抑制が弱められたため、トルク、iEMGの増加が起こったものと考えられる。

以上のことから、被験者にShoutさせることで、より高い筋力、筋放電量を発揮することが可能となり、PNF施行中または滑車を使用したPNFのトレーニングなど、筋出力を高めることが目的の場合に有効な手段になりうる可能性が考えられる。また、筋力増強訓練やPNFにおける発散現象の強化も期待できる。

しかし、運動のコントロールや動作の学習、巧緻動作については、筋放電量より筋収縮の質を高めることが目的であり、神経筋効率からみると、掛け声を入れないほうが効率良く動作が行える可能性が考えられる。

聴覚刺激では、検者の声の調子が筋収縮に影響を及ぼし、強く鋭い声は筋収縮力を増大させることが確認されている。しかし、本研究においては、control-Command間でのトルクにおける差異は認めなかった。本研究では、被験者内、被験者間の刺激を一定にするために、口頭指示をテープに録音し、オーディオから再生した。テープからの再生音に対し被験者が違和感を感じ、運動に対する意識の集中が低下したこと、被験者の運動とCommandのタイミングが合わなかったことが原因と考えられる。このことは、口頭指示の内容、タイミング、大きさなどを対象者の状態に合わせて行う事が重要性を示すものである。S+Cについて、Shout同様の変化を読み取ることができるが、変化率は3データともShoutほど大きく変化しなかった。これは、Commandの影響が現れていると推察される。

本研究から、かけ声によって筋出力は増加し、かつ筋放電量に与える影響が強い可能性が示唆される。筋放電量が増加した理由として、かけ声により大脳皮質の覚醒レベルが向上することで、運動ニューロンにおける活動、脊髓前角細胞の興奮性が高まったこと、さらに身体防御機構における上位中枢の抑制が弱められたことが考えられる。かけ声においても神経系、筋系への促通効果があることが示唆される。

今後の課題として、日常生活の中で最大筋出力を用いることはほとんどないことから、中等度から低度の筋出力でのかけ声効果、日常レベルでの効果についても検討していきたい。さらに、実際にかけ声をPNFパターン試行時に行った場合の効果、様々な運動療法手技に試行した場合の効果について調べていく必要があると思われる。

参考文献

- 1) Michio Ikai and Arthur H Steinhaus :
Some factors modifying the expression
of human strength.
J.Appl.Physiol.16(1):157-163.1961.
- 2) 北村潔和, 福田明夫, 有沢一男 : 筋収縮速
度とパワーに及ぼす掛け声の効果. 体育の科
学 1981
- 3) 矢部京之助 : 人体筋出力の生理的限界と心
理的限界. 杏林書院, 1977.
- 4) Buckwald JS : Exteroceptive reflexes
and movement. Am J Phys Med
46 : 121-128.1966.
- 5) 柳澤健 : PNF の理論的背景. 理学療法学 14
(1) 90-95.1997.
- 6) 柳澤健, 中村隆一, 藤原孝之 : 上肢 PNF 肢
位のヒラメ筋 H 波に及ぼす影響.
理学療法学 16 (1) 19-22.1989.
- 7) 柳澤健, 中村隆一, 高木昭輝, 藤原孝之,
斎藤宏 : 上肢 PNF 肢位の行動覚醒への影響
理学療法学 18 (2) 143-144.1991.
- 8) 柳澤健 : PNF の有効性の論証. 理学療法学
18 (3) 354-358.1991.
- 9) 永田晟 : 筋と筋力の科学. 不昧堂出版. 1984.
- 10) 柳澤健 乾公美 : PNF マニュアル.
南江堂. 2001.
- 11) D.E Voss, M.K Ionta & B.J Myers : 神経
筋促通手技. 協同医書出版社. 1989.
- 12) Patricia E Sullivan, Prudence D Markas,
Mary Alice D Minor : 臨床 PNF.
メディカル葵出版. 1986.
- 13) 中村隆一 : 臨床運動学第 2 版.
医歯薬出版. 1990.

筋疲労回復におけるホールドリラックスの効果

Effect of Hold - Relax in recovery of muscle fatigue

斉藤 恵子¹⁾富樫 俊文¹⁾丸山 潤¹⁾下井 俊典²⁾

Keiko Saito

Toshifumi Togashi

Jun Maruyama

Toshinori Shimoi

西田 裕介²⁾秋山 純和³⁾

Yusuke Nishida

Sumikazu Akiyama

要旨：筋疲労回復における固有受容性神経筋促通法（PNF）による Hold-relax（HR）の効果について検討した。男性 9 名を対象に、腓腹筋の筋疲労後、HR（伸展 - 内転 - 外旋パターン）、他動的伸張（ST：stretching）、安静（Con：control）の 3 条件を比較した。筋電位の測定法は、50%MVC 時の腓腹筋内側頭および外側頭とし、筋疲労直後、介入後 1 分毎に 5 分間、さらに 5 分毎に 25 分間、計 12 回とした。得られた筋電図から積分値と中央パワー周波数（MdPF）を求め、各条件における筋放電量を比較した。結果、MdPF では、内側頭の変化量の差では 1 分後で ST、Con に対し HR が有意に増加した。積分値における外側頭の変化量は、1、2、20、30 分後に、HR が有意に増加した。HR の運動パターンは主動作筋である腓腹筋内側頭は回復効果がなく、協同筋である外側頭では疲労を増大させることが分かった。

キーワード：ホールドリラックス、ストレッチング、筋疲労、中央パワー周波数、積分値

Abstract： The purpose of this study was to the examine effect of the Hold-Relax(HR) technique in the recovery of muscle fatigue. Nine male volunteers participated in this study. After muscle fatigue of the gastrocnemius, we compared HR (extension – adduction – external rotation pattern) with passive stretch (ST: stretching) and rest (Con: control) for the subjects. We measured the electromyogram (EMG) of the gastrocnemius median head and lateral head. We took measurements after muscle fatigue: one measurement per minute for 5 minutes after intervention and one measurement every 5 minutes for 25 minutes after intervention. Integral electromyogram (iEMG) and median power frequency (MdPF) were calculated and compared to the quantity of muscle discharge with each intervention. As a result, HR significantly increased the change rate difference of the gastrocnemius median head as compared to ST and Con in MdPF. HR significantly increased the change rate of the gastrocnemius lateral head as compared to Con after 1, 2, 20 and 30 minutes in iEMG. The movement pattern which we used in this study did not effect the recovery in the gastrocnemius median head, which is the agonist, and decreased muscle fatigue in the gastrocnemius lateral head, which is the associated muscle.

Key Word： Hold - Relax, Stretching, Muscle Fatigue, Median Power Frequency, Integral Electromyography

1)国際医療福祉大学保健学部理学療法科学部生

Undergraduate student, Department of Physical Therapy, School of Science, International University of Health and Welfare

2)国際医療福祉大学大学院医療福祉学研究科保健医療学専攻理学療法分野

Physical Therapy Section, Health Sciences program, Health and Welfare Sciences Course, Graduate School of International University of Health and Welfare

3) 国際医療福祉大学保健学部理学療法学科

Department of Physical Therapy, School of Science, International University of Health and Welfare

はじめに

固有受容性神経筋促通法 (PNF) における特殊技術であるホールドリラックス (HR) には、筋弛緩作用があり、一般的に関節可動域 (ROM) 改善目的に用いられることが多い^{1) 2) 3)}。ストレッチングも同様に筋弛緩作用があり、ROM 改善に用いられ^{4) 5) 6)}、永田ら⁷⁾によれば、ストレッチングの疲労回復における効果として、下腿三頭筋を疲労させた後にストレッチングを行う群と、疲労後何もしない安静群を比較し、ストレッチングが疲労回復に有効な手段と考えられ、神経・筋機能の向上がみられたと報告している。我々は HR の筋弛緩作用が筋疲労回復に効果があると考えている。筋疲労の定量的な測定の一つとして筋電図からの周波数解析と積分値が用いられることがある。これらの値については、筋疲労により筋放電が徐波化して高振幅になるため積分値 (iEMG) が増加し、また筋電波形のスペクトル解析では、筋放電スペクトルが疲労にともない低周波領域に移行したと報告されている^{8) 9) 10)}。さらに、Moritani¹¹⁾は、50%MVC 以上の筋収縮を用いた場合、筋放電スペクトルが周波数の低周波領域へのシフトを報告している。我々は筋放電スペクトルの代表値としてスペクトルの面積が左右等しくなる点である中央パワー周波数 (MdPF)⁹⁾を用いて、HR、他動的伸張 (ST : stretching)、安静 (Con : control) の 3 条件で筋疲労について比較・検討した。

対象

対象者は下肢に障害のない健常男性 9 名とした。被験者には研究施行前に研究の趣旨に同意を得た。平均年齢 23.1 ± 4.5 歳、平均身長 175.3 ± 4.6 cm、平均体重 67.7 ± 4.9 kg であった。

方法

1. 測定手順

測定筋は左腓腹筋内側頭および外側頭とした。表面電極は筋腹の近位 1/3 の位置に設置し、アース電極は左膝蓋骨直上に取り付けた。まず、足底屈の最大筋力 (Maximum Voluntary Contraction : MVC) を計測した。その後、筋疲労課題を施行した。計測した最大筋力の 3 回の平均を 100%MVC とし、その 100%MVC から 50%MVC を算出した。50%MVC の筋電位を導出するためにモニター上に 50%MVC の値にラインを示し、目標とした。筋疲労課題終了から 1 分後に筋疲労直後の 50%MVC の筋電位を導出し、2 分半後に 60 秒間の各条件を施行した。筋疲労課題終了 5 分後を 0 分として 0~5 分は 1 分毎、5~30 分は 5 分毎の計 11 回、50%MVC の筋電位を導出した。なお、筋電計はマイオシステム 1200 (SAKAI 社製)、解析ソフトはマイオリサーチを用いた。サンプリング周期は 1KHz であった。

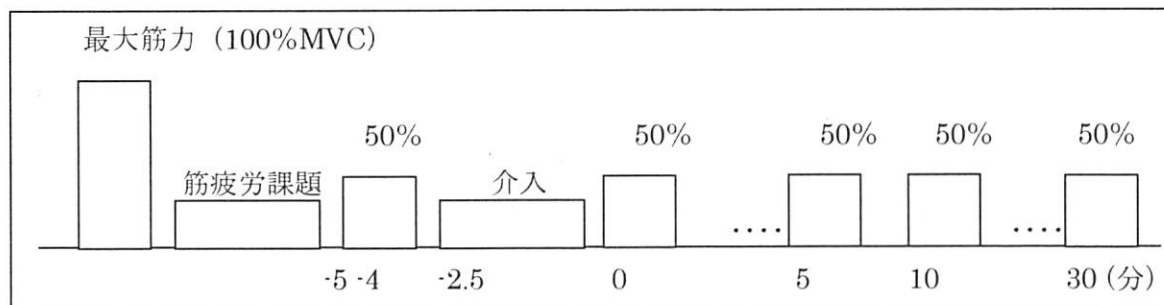


図1. 測定手順

2. 筋力の計測

100%および 50%MVC の計測にはバイオデックス (SAKAI 社製) を用いた。測定肢位は背もたれ 70° 、膝関節 0° 、足関節 0° の椅座位とし、ベルトにて胸部と腰部を固定し、外果と大転子を結ぶ線が床面と平行になるようにした。最大筋力の計測は 5 秒間、3 回計測し各計測間に 30 秒の休息をおき、3 回の平均を 100%MVC とした。50%MVC は 6 秒間計測した。

3. 筋疲労課題

筋疲労課題はブロック上に左前足部を乗せた片足立ち位にてつま先立ちを反復して行なわせた。また、右上肢にてバランスをくずさない程度に台を支持させた。疲労の判断基準は電子メトロノームのリズム (46 回/分) に合わなくなった時点とした。

4. 介入条件

Con はベッド上背臥位での安静を 60 秒間行なった。ST は静止的持続伸張とし、伸張痛が出現する手前で 20 秒間施行し、10 秒間の休息をおいて 2 回、計 60 秒おこなった (図 2)。HR は下肢伸展 - 内転 - 外旋で膝の運動を伴わないストレートパターンとし、延長域で 10 秒間施行し、5 秒間の休息をおいて 4

回、計 60 秒おこなった (図 3)。全被験者に HR、ST、Con の 3 条件のうち一つをランダムに選択し施行し、同一被験者に 3 条件全ておこない、測定は疲労影響を考慮して 1 週間の間隔を設けた。

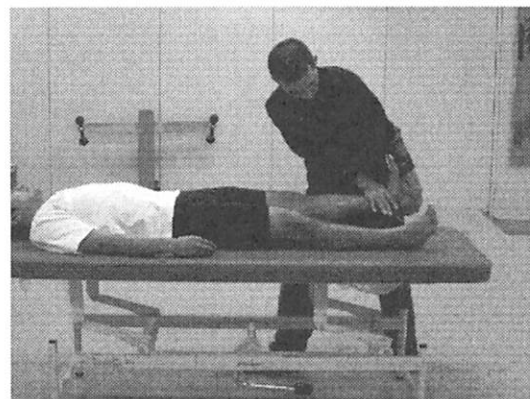


図2. ストレッチング

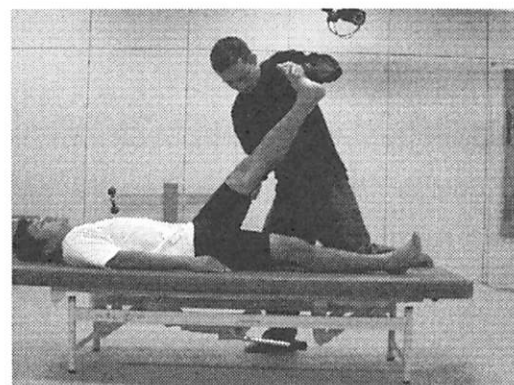


図3. ホールドリラックス

5. データ解析

マイオシステム 1200 から得られた 50% MVC の筋電位より 2~5 秒の 3 秒間の MdPF と iEMG をマイオリサーチにて解析を行なった。筋疲労直後の 50% MVC における MdPF と iEMG の値を 100% に正規化し、それ以降の経時変化を百分率 (100%) で表し、変化量とした。また、変化量の各計測前後における差を変化量の差とした。統計処理は、Con、ST、HR の 3 条件間で一元配置分散分析と Fisher の多重比較検定を用いて変化量および変化量の差を検討した。なお、危険率 5% 未満を有意とした。

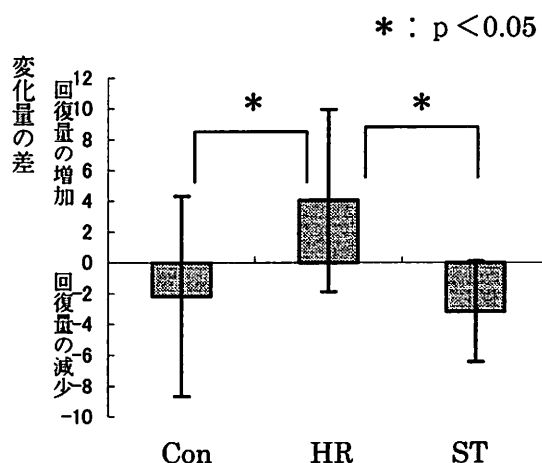


図 4. 0~1 分間の MdPF 内側頭における変化量の差
HR は回復量の増加、Con、ST は回復量の減少

結果

1. MdPF

変化量は内側頭、外側頭ともに 3 条件の経時変化は同様であり主効果を認めなかった。変化量の差は内側頭の 0~1 分間に Con-HR 間と ST-HR 間 (図 4)、2~3 分間に Con-ST 間、5~10 分間に Con-HR 間に有意差を認めた。外側頭は主効果を認めなかった。

2. iEMG

変化量は内側頭では主効果を認めなかった。外側頭は Con、ST では減少傾向であり、HR では増加傾向にあった。また、1.2.20.30 分に Con-HR 間に有意差も認めた (図 5)。変化量の差は内側頭では 0~1 分間に Con-ST 間に有意差を認めた。外側頭は 0~1 分間に Con-HR 間に有意差を認めた。

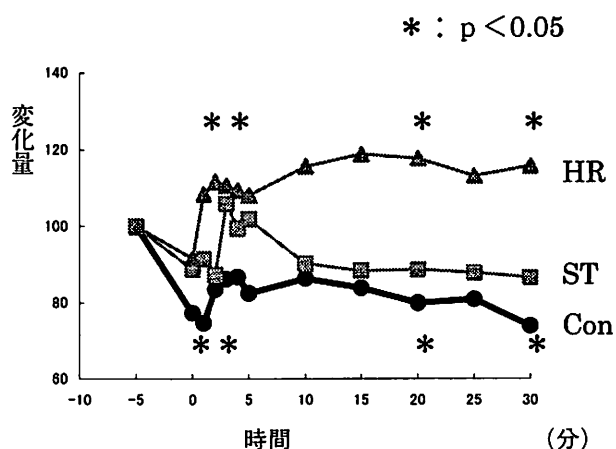


図 5. iEMG 外側頭における変化量
HR は増加傾向、Con、ST は減少傾向

考察

本研究の結果から MdPF においては内側頭、外側頭ともに 3 条件間で同様の回復を示した。iEMG においても、内側頭では 3 条件間で同様の回復を示し、また HR に関しては、外側頭のみ 1 分~30 分の間で疲労傾向を示した。本研究で HR 施行に際して選択したパターンにおける主動作筋は、腓腹筋内側頭で

筋疲労回復におけるホールドリラックスの効果
Effect of Hold·Relax in recovery of muscle fatigue

あった¹²⁾。HR は等尺性収縮において収縮が大きいほど結合組織の付着部が伸張されるため Ib 抑制がより働くとされている¹³⁾。このことから、協同筋である外側頭では最大収縮が起こらず、Ib 抑制が十分に作用しなかったことが収縮による疲労蓄積につながったものと考えられる。一方、主動作筋である内側頭では最大収縮が起こったと推察される。したがって最大収縮が起きた筋では疲労回復効果が得られるため、HR は主動作筋に対しては疲労をおこさず、協同筋に対しては疲労させてしまう可能性が考えられる。

また、iEMG、MdPF での変化量においてコントロールとストレッチングとの間で差は見られず、仮説とは逆の結果となった。しかし、ストレッチングの疲労回復における効果として、市橋ら¹⁴⁾は腓腹筋を対象に MdPF より検討し、運動後の筋疲労の回復においてストレッチング群と安静群との間で差はなく、筋の伝導速度の回復にストレッチングの効果はないと述べている。また、山本ら¹⁵⁾の研究によるとストレッチングは血中乳酸濃度の低下には有意な結果をもたらさなかったと報告している。一般的に、筋収縮に伴い血流が減少することによる疲労物質の蓄積（特に乳酸の蓄積）や、持続的収縮によるカリウムイオンの細胞外での濃度上昇に伴う、活動電位の伝導速度の遅延があり、乳酸値と筋放電には相関性があると述べている。本研究では筋電図を用いたが、筋疲労回復は明らかではなかった。

本研究は変化量だけでなく、MdPF と iEMG の変化量の差より時間毎の回復能力について検討した。内側頭において MdPF は 1 分後に Con - HR 間、ST - HR 間で有意差があり、HR は回復量の増加、コントロール、ストレッチングは回復量の減少みられ、他に比べ HR で高い回復能力がみられた。2～3 分間にストレッチングが、5～10 分間に HR がコントロールに対して回復能力があり、iEMG においては内側頭では 0～1 分間に Con - ST 間に有意差を認めた。外側頭は 0～1 分間に Con - HR 間に有意差を認め両者とも Con が回復能力が優れているという結果になった。しかし、統計的に 1 条件間の差であり再現性には困難性がある。

結果は、筋疲労回復に関しては HR もコントロール（安静背臥位）やストレッチングと差がないと考えられる。しかし、ホールドリラックスは筋収縮を起こすため、運動療法の中で筋力トレーニングとしても用いることができる手技である。よってホールドリラックスは主動作筋に対して、他の筋力トレーニングよりも筋疲労を生じさせずにトレーニング効果を期待できる可能性が考えられる。

ストレッチングの研究によると血中乳酸濃度の低下には有意な結果をもたらさなかったが作業能力の回復には有意な結果をもたらしたという報告がある¹⁵⁾。また、HR に関しては適切な施行回数、頻度についての報告はない。今後、パラメーターを作業能力にかえること、様々な施行時間・回数での検討が必要と考えられる。

引用文献

- 1) Patricia E. Sullivan, Prudence D. Markos, Mary Alice D. Minor: 臨床 PNF 第 1 版. 131 - 132, メディカル葵出版, 東京, 1988.
- 2) 覚張秀樹: スポーツ PNF マニュアルースポーツ障害の治療とトレーニング. 64, 南江堂, 東京, 1994.
- 3) 柳澤健, 乾公美: PNF マニュアル. 70, 南江堂, 東京, 2001.
- 4) 岡田真平, 木村貞治, 武藤芳照: ストレッチングの生理. 理学療法, 17 (4): 426 - 430, 2000.
- 5) 栗山節郎, 山田保: ストレッチングの実際. 3, 南江堂, 東京, 1994.
- 6) 鈴木重行: ID ストレッチングー個別的筋ストレッチングー 第 1 版. 16 - 17, 三輪書店, 東京, 2001.
- 7) 永田 晟, 杉本英夫, 関 利明・他: 運動性筋疲労回復のためのストレッチングの効果. 整形外科スポーツ医学会誌, 5: 193 - 196, 1986.
- 8) 高橋光彦: 筋疲労. PT ジャーナル, 30 (12): 940 - 945, 1996.
- 9) 花山耕三: 表面筋電図による筋疲労の評価. 総合リハビリテーション, 24 (5): 431 - 434, 1996.
- 10) 浅井英典: 筋疲労と筋電図. 体育の科学, 32: 588 - 591, 1982.
- 11) Moritani T et al: Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. J Appl Physiol 60: 1179-1185, 1986.
- 12) Dorothy E. Voss, Marjorie K. Inota, Beverly J. Myers: 神経筋促通手技 第 3 版. 133, 協同医書出版社, 東京, 1996.
- 13) Tanigawa M.c: Comparison of the Hold-relax Procedure and Passive Mobilization on Increasing Muscle Length. Physical Therapy, 52: 725 - 735, 1972.
- 14) 市橋則明, 吉田正樹: 筋疲労回復におけるストレッチングの効果ー筋電図の周波数解析による検討ー. 運動生理, 6 (4): 181 - 185, 1991.
- 15) 山本正嘉, 他: 激運動後のストレッチング, スポーツマッサージ, 軽運動, ホットバックが疲労回復に及ぼす効果ー作業能力及び血中乳酸の回復を指標としてー. 体育の科学 42: 82-92, 1993.

肩甲骨の抵抗運動が両肩関節の関節可動域におよぼす効果

The effect of resistive scapular exercises on the improvement of the range of motion of the sound and hemiplegic shoulders

名井幸恵¹⁾清水 一²⁾新井 光男³⁾上広晃子¹⁾

Sachie Myoi

Hajime Shimizu

Mitsuo Arai

Akiko Uehiro

田中 良美³⁾柳澤 健⁴⁾清水ミシェル・アイズマン⁵⁾村上恒二²⁾

Yoshimi Tanaka

Ken Yanagisawa

Michele Eisemann Shimizu

Tsuneji Murakami

要旨:脳卒中後片麻痺患者に肩甲骨への抵抗運動(PNF: proprioceptive neuromuscular facilitation)を行い各運動後の肩関節屈曲可動域(ROM)に与える影響について検討した。脳卒中後片麻痺患者6名で、平均年齢は80.0(66~96歳)歳、発症後7.7(2~15年)年であった。BrunnstroームステージはⅢ1名、Ⅴ5名であった。健側上と患側上の各側臥位で肩甲骨の前方挙上と後方下制の中間域での静止性収縮を促通しながらの抵抗運動(PNF)と肩屈曲自動運動(SAFA)を行い、各運動前後に両肩関節の自動屈曲関節角度(AROM)・他動屈曲関節角度(PROM)を測定した。各運動前のROMを基準値として改善率を求め、一元配置分散分析を行った結果、各運動間で有意差を認めた($p<.05$)。各手技間の改善率の多重比較検定を行った結果、ROMの改善にはAEとPDがSAFAと比較し有効であった。発散後のリラクセーションによるPROMの増大、発散による運動単位の参加の増加が推測された。

キーワード:肩甲骨抵抗運動, 関節可動域, リラクセーション, 連合運動, 固有受容性神経筋促通法(PNF)

Abstract: The purpose of this study was to determine the immediate effect of the exercise on the improvement of the range of motion (ROM) of shoulder flexion after each exercise. The exercises included resistive sustained contraction using proprioceptive neuromuscular facilitation for scapular anterior elevation (AE) and posterior depression (PD) and active flexion of the shoulder joint (AFS).

Six subjects who had hemiparesis secondary to a stroke with a Brunnström recovery stage ranging from Ⅲ to Ⅴ (mean age=80.0 years, SE=3.2) received 2 random sessions of each exercise (sound and affected side).

The results of a one-way ANOVA showed a significant difference between the exercises in the improvements of the active and the passive ROM on the affected side. The Fisher's post hoc analysis revealed that AE and PD were more effective when compared with AFS in the improvement of the active and passive ROM of the affected side.

PNF may have caused a relaxation of the muscle on the sound side and recruitment of muscle activity on the affected side as a result of overflow occurring during the procedure.

Key Word: Scapular Resistive exercise, Range of motion(ROM), Relaxation, Associated movement, Proprioceptive neuromuscular facilitation(PNF)

1) 本永病院

Department of Physical Therapy, Motonaga Hospital

2) 広島大学医学部保健学科 Division of Occupational Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

3) 広島通信病院 理学療法室

Department of Physical Therapy, Hiroshima Teishin Hospital

4) 東京都立保健科学大学保健科学部 理学療法学科

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University of Health Sciences

5) 広島県立保健福祉大学

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science

はじめに

我々は、固有受容性神経筋促通法（PNF；Proprioceptive Neuromuscular Facilitation）の骨盤への抵抗運動が、脳卒中後片麻痺患者の患側の upper 肢関節に及ぼす即時効果を、患側 upper 肢関節への直接持続伸張と比較検討した結果、直接アプローチを行っていない骨盤の抵抗運動の方が、upper 肢の関節可動域（ROM）が有意に改善すると報告した¹⁾。また、我々は、脳卒中後片麻痺患者に肩甲骨パターンを用いて、直接、抵抗運動を行った際に、健側および患側の肩関節の関節可動域（ROM）が改善することを臨床的に経験しているがその効果についてはまだ明らかではない。痙性麻痺の患者に対して抵抗運動を行うことは、筋緊張を増強するために禁忌とされてきた^{2) 3)}。しかし、筋緊張を増強させる明確な文献は無く²⁾ 多くのセラピストは一時的な連合反応の出現などで禁忌と信じてきた²⁾。

今回、健側と患側の肩甲骨に抵抗運動を行い、抵抗運動後のリラクセーション効果と随意運動に与える影響を検討した。脳卒中後片麻痺患者の健側および患側の肩甲骨に抵抗を加え静止性収縮をさせることにより、患側 upper 肢のリラクセーションと随意運動が向上するという仮説を立てた。リラクセーションの指標として肩関節屈曲の他動 ROM を使用した。随意運動に与える影響の指標は肩関節屈曲の自動 ROM の改善とした。抵抗運動後の各指標により抵抗運動時の連合反応に与える影響を考察したので報告する。

対象

脳卒中後片麻痺患者で研究に同意した 6 名（男性 2 名、女性 4 名）を研究の対象とした。平均年齢は 80.0（66～96 歳）歳、発症後平均年数は 7.7（2～15 年）年であった。右片麻痺が 3 名、左片麻痺が 3 名でブルンストロームステージは stageⅢが 1 名、stageⅤが 5 名であった。

方法

（各手技の実施方法）

被験者の健側および患側に 2 種類の PNF 手技と、コントロールとして肩関節自動屈曲運動（SAFA）の 6 種類を無作為に実施した。

実施肢位は PNF 手技を両側側臥位、肩甲骨自動屈曲運動は体幹を固定した背臥位とした。

PNF 手技は、肩甲骨の前方挙上（AE）と後方下制（PD）を使用した。前方挙上の用手接触は肩峰に、後方下制の用手接触は肩甲棘と肩甲骨下角に行った。両手技とも中間域で 15 秒間静止性収縮を行わせ、その後 15 秒間リラクセーションさせた。

肩関節自動屈曲運動は、健側および患側とも各 3 回行わせた。

実験開始前の安静時および各手技施行後に背臥位での肩関節自動屈曲角度（以下 AROM と略す）と肩関節他動屈曲角度（以下 PROM と略す）を、同一セラピストが測定した。

得られたデータは、安静時の ROM 測定値を基準値とし、次式により改善率を算出した。
改善率＝抵抗運動後 ROM 値／基準値×100－100
得られた改善率を使用し、健側および患側 AROM、PROM 各々で一元配置分散分析を行った。また、各手技間の改善率の差について Fisher の多重比較検定を用い分析した。

結果

(測定値の平均)

各手技の平均値標準誤差を示す。患側 AROM は、安静時で $116.7 \pm 15.7^\circ$ ($45^\circ \sim 145^\circ$)、健側 AE 後は $133.3 \pm 15.5^\circ$ ($60^\circ \sim 165^\circ$)、健側 PD 後は $128.3 \pm 16.0^\circ$ ($50^\circ \sim 150^\circ$)、患側 AE 後は、 $132.5 \pm 15.2^\circ$ ($60^\circ \sim 165^\circ$)、患側 PD 後は、 $133.3 \pm 16.1^\circ$ ($55^\circ \sim 165^\circ$)であった。患側 PROM は、安静時で $129.1 \pm 13.6^\circ$ ($70^\circ \sim 155^\circ$)、健側 AE 後は $136.7 \pm 15.0^\circ$ ($65^\circ \sim 165^\circ$)、健側 PD 後は $137.5 \pm 14.3^\circ$ ($70^\circ \sim 165^\circ$)、患側 AE 後は $140.0 \pm 14.8^\circ$ ($70^\circ \sim 170^\circ$)、患側 PD 後は $140.8 \pm 13.8^\circ$ ($75^\circ \sim 170^\circ$)であった。

(平均改善率)

各手技の患側 AROM の平均改善率 $\pm$ 標準誤差は、健側 AE で $17.1 \pm 5.0\%$ 、健側 PD で $11.1 \pm 4.0\%$ 、患側 AE で $16.5 \pm 5.0\%$ 、患側 PD で $16.3 \pm 5.4\%$ を示した。患側 PROM の平均改善率 $\pm$ 標準誤差は、健側 AE で $5.5 \pm 4.6\%$ 、健側

PD で $6.5 \pm 3.1\%$ 、患側 AE で $8.3 \pm 3.2\%$ 、患側 PD で $9.7 \pm 3.8\%$ を示した (図 1)。

(一元配置分散分析)

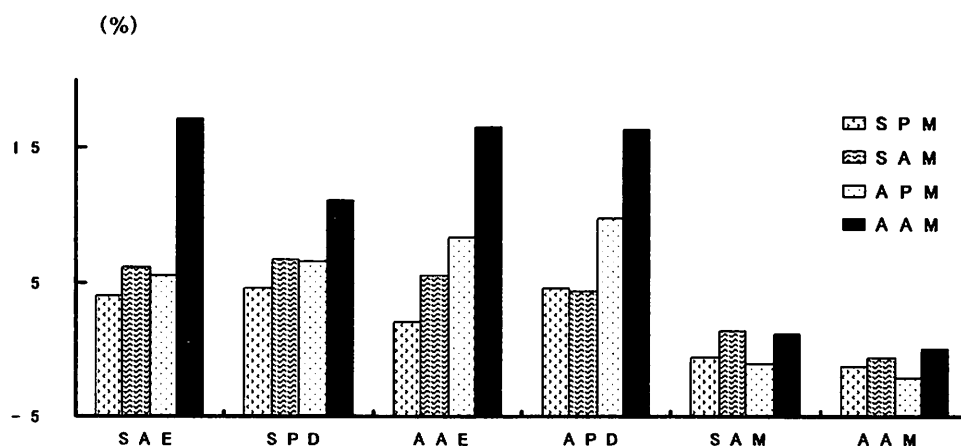
AROM 改善率について一元配置分散分析を行った結果、患側において各手技間に危険率 5%で有意差を認めた (表 1)。

また PROM 改善率についても患側において、各手技間に危険率 5%で有意差を認めた (表 2)。

(多重比較検定)

各テクニック間の改善率の差について Fisher による多重比較検定を行った結果、患側 AROM では患側の AE および PD と、健側の AE が FA と比較し、危険率 5%で有意な改善を示した (表 3)。

患側 PROM では、患側の AE および PD のみが、SAFA と比較し、危険率 5%で有意な改善を示した。健側への PNF 手技では、患側 PROM に有意な改善は認められなかった (表 4)。



SAE; 健側前方挙上. SPD; 健側後方下制. AAE; 患側前方挙上.

APD; 患側後方下制. SAM; 健側自動運動. AAM; 患側自動運動

SPM; 健側他動運動. APM; 患側他動運動

図 1. 各手技後の平均改善率 (n=6)

表1. 一元配置分散分析表: 患側AROM

変動要因	平方和	自由度	平均	F値	P値
全変動	4729.5	35.0			
群間	1880.1	5.0	376.0	4.0	$p<.05$
誤差	2849.4	30.0	95.0		

表2. 一元配置分散分析表: 患側PROM

変動要因	平方和	自由度	平均	F値	P値
全変動	2444.2	35.0			
群間	731.3	5.0	146.3	2.6	$p<.05$
誤差	1712.9	30.0	57.1		

表3. 多重比較検定 (患側AROM)

	SPD	AAE	APD	SAM	AAM
SAE	NS	NS	NS	$p<.05$	$p<.05$
SPD		NS	NS	NS	NS
AAE			NS	$p<.05$	$p<.05$
APD				$p<.05$	$p<.05$
SAM					NS

SAE; 健側前方挙上. SPD; 健側後方下制. AAE; 患側前方挙上.

APD; 患側後方下制. SAM; 健側自動運動. AAM; 患側自動運動

表4. 多重比較検定 (患側PROM)

	SPD	AAE	APD	SAM	AAM
SAE	NS	NS	NS	NS	NS
SPD		NS	NS	NS	NS
AAE			NS	$p<.05$	$p<.05$
APD				$p<.05$	$p<.05$
SAM					NS

SAE; 健側前方挙上. SPD; 健側後方下制. AAE; 患側前方挙上.

APD; 患側後方下制. SAM; 健側自動運動. AAM; 患側自動運動

考察

今回の結果では、脳卒中後片麻痺患者の肩甲骨に抵抗を加え、静止性収縮をさせることにより、肩屈曲の ROM が改善するという仮説が実証できた。これは、神経学的に問題のある場合にも抵抗運動が有効なアプローチ法であることが示唆された。Bobath³⁾ は、過剰な筋緊張により随意運動が障害され、連合反応が痙縮を増大させ過緊張を助長するために連合反応を抑制することを提唱している。また、強い抵抗運動や発散、連合反応の利用は整形外科疾患の下位運動ニューロンの障害には有効であるが、上位運動ニューロンの病変では痙縮を増加させるために避けるべきであるとしている³⁾。しかし、近年の文献は抵抗運動による痙縮の悪化や機能低下を否定している²⁾。Gowland ら⁴⁾ は、44 名の脳卒中後片麻痺患者と 10 名の正常者を対象に、6 種類の明確に規定した課題を遂行している時に EMG データを記録した結果、拮抗筋の過剰な活動でなく主動筋の運動単位の発射頻度の変調と活動する運動単位数の不十分な参加 (recruitment) により課題を遂行できなかったことを明らかにした。この研究は上肢機能の改善は拮抗筋の抑制でなく、主動筋の十分な漸増の促進が必要であることを裏付けた²⁾。

抵抗運動による健側 AE の患側への発散及び直接アプローチした際の患側筋群の収縮により、患側運動時の運動単位の参加が増加し、患側肩の自動運動の改善をもたらしたと推測される。しかし、健側の PD では有意な改善を示さなかった。これは患側の支持性を誘発することが困難で、セラピストの抵抗量が AE と比較し弱くなり、患側への十分な発散を得られず、患側 AROM の改善率を高めることができなかったと推測された。

今回の結果では、脳卒中後片麻痺患者の肩甲骨に抵抗を加え、静止性収縮をさせることにより、肩屈曲の ROM が改善するという仮説が実証できた。これは、神経学的に問題のある場合にも抵抗運動が有効なアプローチ法であることが示唆された。Bobath³⁾ は、過剰な筋緊張により随意運動が障害され、連合反応が痙縮を増大させ過緊張を助長するために連合反応を抑制することを提唱している。また、強い抵抗運動や発散、連合反応の利用は整形外科疾患の下位運動ニューロンの障害には有効であるが、上位運動ニューロンの病変では痙縮を増加させるために避けるべきであるとしている³⁾。しかし、近年の文献は抵抗運動による痙縮の悪化や機能低下を否定している²⁾。Gowland ら⁴⁾ は、44 名の脳卒中後片麻痺患者と 10 名の正常者を対象に、6 種類の明確に規定した課題を遂行している時に EMG データを記録した結果、拮抗筋の過剰な活動でなく主動筋の運動単位の発射頻度の変調と活動する運動単位数の不十分な参加 (recruitment) により課題を遂行できなかったことを明らかにした。この研究は上肢機能の改善は拮抗筋の抑制でなく、主動筋の十分な漸増の促進が必要であることを裏付けた²⁾。

今回の結果では、脳卒中後片麻痺患者の肩甲骨に抵抗を加え、静止性収縮をさせることにより、肩屈曲の ROM が改善するという仮説が実証できた。これは、神経学的に問題のある場合にも抵抗運動が有効なアプローチ法であることが示唆された。Bobath³⁾ は、過剰な筋緊張により随意運動が障害され、連合反応が痙縮を増大させ過緊張を助長するために連合反応を抑制することを提唱している。また、強い抵抗運動や発散、連合反応の利用は整形外科疾患の下位運動ニューロンの障害には有効であるが、上位運動ニューロンの病変では痙縮を増加させるために避けるべきであるとしている³⁾。しかし、近年の文献は抵抗運動による痙縮の悪化や機能低下を否定している²⁾。Gowland ら⁴⁾ は、44 名の脳卒中後片麻痺患者と 10 名の正常者を対象に、6 種類の明確に規定した課題を遂行している時に EMG データを記録した結果、拮抗筋の過剰な活動でなく主動筋の運動単位の発射頻度の変調と活動する運動単位数の不十分な参加 (recruitment) により課題を遂行できなかったことを明らかにした。この研究は上肢機能の改善は拮抗筋の抑制でなく、主動筋の十分な漸増の促進が必要であることを裏付けた²⁾。

今回の結果では、脳卒中後片麻痺患者の肩甲骨に抵抗を加え、静止性収縮をさせることにより、肩屈曲の ROM が改善するという仮説が実証できた。これは、神経学的に問題のある場合にも抵抗運動が有効なアプローチ法であることが示唆された。Bobath³⁾ は、過剰な筋緊張により随意運動が障害され、連合反応が痙縮を増大させ過緊張を助長するために連合反応を抑制することを提唱している。また、強い抵抗運動や発散、連合反応の利用は整形外科疾患の下位運動ニューロンの障害には有効であるが、上位運動ニューロンの病変では痙縮を増加させるために避けるべきであるとしている³⁾。しかし、近年の文献は抵抗運動による痙縮の悪化や機能低下を否定している²⁾。Gowland ら⁴⁾ は、44 名の脳卒中後片麻痺患者と 10 名の正常者を対象に、6 種類の明確に規定した課題を遂行している時に EMG データを記録した結果、拮抗筋の過剰な活動でなく主動筋の運動単位の発射頻度の変調と活動する運動単位数の不十分な参加 (recruitment) により課題を遂行できなかったことを明らかにした。この研究は上肢機能の改善は拮抗筋の抑制でなく、主動筋の十分な漸増の促進が必要であることを裏付けた²⁾。

今回の結果では、脳卒中後片麻痺患者の肩甲骨に抵抗を加え、静止性収縮をさせることにより、肩屈曲の ROM が改善するという仮説が実証できた。これは、神経学的に問題のある場合にも抵抗運動が有効なアプローチ法であることが示唆された。Bobath³⁾ は、過剰な筋緊張により随意運動が障害され、連合反応が痙縮を増大させ過緊張を助長するために連合反応を抑制することを提唱している。また、強い抵抗運動や発散、連合反応の利用は整形外科疾患の下位運動ニューロンの障害には有効であるが、上位運動ニューロンの病変では痙縮を増加させるために避けるべきであるとしている³⁾。しかし、近年の文献は抵抗運動による痙縮の悪化や機能低下を否定している²⁾。Gowland ら⁴⁾ は、44 名の脳卒中後片麻痺患者と 10 名の正常者を対象に、6 種類の明確に規定した課題を遂行している時に EMG データを記録した結果、拮抗筋の過剰な活動でなく主動筋の運動単位の発射頻度の変調と活動する運動単位数の不十分な参加 (recruitment) により課題を遂行できなかったことを明らかにした。この研究は上肢機能の改善は拮抗筋の抑制でなく、主動筋の十分な漸増の促進が必要であることを裏付けた²⁾。

引用文献

- 1) 名井幸恵, 新井光男, 上広晃子他: 脳卒中後片麻痺患者の骨盤の後方下制が患側上肢に及ぼす即時効果 PNF リサーチ, vol.2,27-31, 2002.
- 2) 新井光男: 痙縮・固縮. 細田多穂, 柳澤健・編: 理学療法ハンドブック第一巻理学療法の基礎と評価. 協同医書出版社, pp 295-332, 2000.
- 3) Bobath B, Adult hemiplegia: Evaluation and Treatment. 3rd ed. 60-61 Heinemann, 1990.
- 4) Gowland C, deBruin H, Basmajian JV, et al.: Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. Phys Ther: 72: 624-33, 1992.

肩甲骨の抵抗運動が足関節の関節可動域に及ぼす影響

Effect of scapular resistive exercise on the ipsilateral ankle joint range of motion

立石 和子¹⁾ 清水 一²⁾ 新井 光男³⁾ 金本 まゆみ⁴⁾
 Kazuko Tateishi Hajime Shimizu Mitsuo Arai Mayumi Kanemoto

 田中 良美³⁾ 清水ミシェル・アイズマン⁵⁾ 柳澤 健⁶⁾
 Yoshimi Tanaka Michele Eisemann Shimizu Ken Yanagisawa

 村上恒二²⁾
 Tsuneji Murakami

要旨：固有受容性神経筋促通法（PNF）の肩甲骨の抵抗運動後と手を肩から挙上する繰り返し運動後の足部へ及ぼすリラクセーション効果を検証した。対象は通所リハビリテーション利用者14名（男性6名、女性8名）、平均年齢は79.6歳（70-89歳）であった。側臥位にて安静後と上側上肢運動（3方法）後の同側足関節背屈・底屈の関節可動域（ROM）を足関節周囲筋へのリラクセーション効果の指標として分析した。安静時のROMを基準値とし改善率を求め繰り返しのある二元配置分散分析した結果、手を肩から挙上する繰り返し運動に比較して危険率5%で抵抗運動後に足関節背・底屈の有意なROMの改善を認めた。肩甲骨の抵抗運動により生じた下行性のインパルスの発散により足関節周囲筋のリラクセーションが得られた可能性が示唆された。

キーワード：PNF, 肩甲骨の抵抗運動, 関節可動域,

Abstract : We investigated the immediate effects of scapular resistive exercise, using proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF), on the relaxation of the foot. Fourteen subjects (6 men, 8 women) ranging in age from 70 to 89 years (mean age=79.6 years, SE=1.9), who participated Day Rehabilitation Services, received 2 random sessions of exercises, consisting of PNF and active arm elevation during the Day Rehabilitation Services.

The effect of exercises on the relaxation of the foot was represented by the range of motion (ROM) of ankle joint in side lying. A two-way repeated ANOVA of the ROM revealed the superiority of the PNF method, compared with active arm elevation. Scapular resistive exercises may have caused the relaxation of the foot as a result of a descending overflow occurring during the resistive exercise.

Key Word:PNF, Resistance movement of scapular, ROM

1) 五日市幸楽苑 通所リハビリテーション

Day rehabilitation service, Itsukaichi Kourakuen

2) 広島大学医学部保健学科

Division of Occupational Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

3) 広島通信病院 理学療法室

Department of Physical Therapy, Hiroshima Teishin Hospital

4) 西広島幸楽苑 通所リハビリテーション

Day rehabilitation service, NishiHiroshima Kourakuen

5) 広島県立保健福祉大学

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health science

6) 東京都立保健科学大学保健科学部 理学療法学科

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University of Health Sciences

はじめに

我々は臨床で固有受容性神経筋促通手技（PNF; Proprioceptive Neuromuscular Facilitation）¹⁾の一手技である肩甲骨の後方下制の抵抗運動によって、足関節の柔軟性の改善が得られることを経験している。高齢者に対して理学療法を行うなかで、大腿骨頸部骨折や変形性膝関節症などの既往によって、下肢への理学療法が適応となる。しかし痛みなどにより下肢に直接アプローチすることが困難な場合、間接的に上肢から下肢の障害へアプローチできれば臨床上有効な手技となる。今回我々の臨床経験を明らかにするために、肩甲骨の抵抗運動によって足関節の柔軟性の改善が得られるかを検証した。

対象

当関連2施設の通所リハビリテーションの利用者14名、うち男性6名女性8名を無作為に抽出した。平均年齢は79.6歳（70-89歳）で、全員在宅生活自立度は移動レベルであった。また改訂版長谷川式簡易知能評価スケールは21点以上で、コミュニケーションは良好であった。対象疾患は、内科疾患（糖尿病、狭心症など）が6名、整形外科疾患（変形性脊椎症、大腿骨頸部骨折術後など）が4名、中枢神経疾患（多発性脳梗塞、急性硬膜下血腫術後など）が4名であった。

方法

検査肢位はいずれも側臥位で行い、被験者の頸部に枕を与え、股関節・膝関節を各々約60°屈曲し安楽な姿勢を保持させた。運動は肩甲骨の後方下制の静止性収縮（SC）と求心性収縮（CC）及び対照群と

して、手を肩から挙上した繰り返し運動（UE）を行った。静止性収縮は肩甲骨の下部と肩甲骨下角へ用手接触し、後方下制の動きの中間域で抵抗を加え収縮を10秒間保持した。求心性収縮の用手接触は静止性収縮と同様で、肩甲骨の後方下制への抵抗運動を約2秒間に1回のスピードで3回繰り返した。手を肩から挙上した繰り返し運動は、上側上肢の手先を同側の肩に触れさせて、直後に手先を頭上に挙上する自動運動で、約2秒間に1回挙上するスピードで計5回繰り返し行わせた。

足関節柔軟性の改善の指標は、上肢運動後の足関節の背・底屈の他動的ROMの改善とした。側臥位にて安静（5分間）後と、肩甲骨の後方下制の抵抗運動（静止性収縮と求心性収縮）後、及び手を肩から挙上した繰り返し運動後に、同側の足関節の背屈と底屈のROMをそれぞれ2回測定した。なお3つの上肢運動の施行側や施行順序は1被験者に無作為に割り当てた。またその運動と運動の間は2時間以上あけ、その間被験者はレクリエーションや創作活動などを行い、普段と変わりなく過ごしてもらった。

安静時のROMを基準値とし以下の式で改善率を求めた。

$$\text{改善率 (\%)} = (\text{各運動後のROM}) \div (\text{安静時のROM}) \times 100$$

算出された改善率を繰り返しのある二元配置分散分析を行い、有意差のあった要因にSheffeの多重比較検定を行った。

結果

1) 安静後の背屈のROM平均値は1回目22.9±2.8°、2回目22.9±2.9°であった。静止性収縮後のROM平均値は1回目28.2±

肩甲骨の抵抗運動が足関節の関節可動域に及ぼす影響
Effect of scapular resistive exercise on the ipsilateral ankle joint range of motion

3.0°、2回目28.6±2.8°で、その平均改善率±標準誤差は1回目130.0±7.4%、2回目135.4±7.6%であった。求心性収縮後のROM平均値は1回目28.9±2.8°、2回目28.6±2.7°で、その平均改善率±標準誤差は1回目135.4±6.9%、2回目137.3±8.9%であった。手を肩から挙上する繰り返し運動後のROM平均値は1回目22.1±2.4°、2回目22.1±2.5°で、その平均改善率±標準誤差は1回目99.0±1.0%、2回目103.6±2.6%であった(図1)。算出された改善率を指標とし、個人と手技を要因とした繰り返しのある二元配置分散分析を行った結果、危険率5%で手を肩から挙上する繰り返し運動後と比較して静止性収縮後、求心性収縮後それぞれの間において、1回目・2回目ともに背屈のROMの有意な改善を認めた。静止性収縮後と求心性収縮後のPNF手技間に改善率の有意差は認められなかった(表1)。

2) 安静後の底屈のROM平均値は1回目44.6±2.7°、2回目44.3±2.8°であった。静

止性収縮後のROM平均値は1回目50.7±2.6°、2回目50.4±2.6°で、その平均改善率±標準誤差は1回目114.5±1.9%、2回目116.2±4.8%であった。求心性収縮後のROM平均値は1回目51.1±2.5°、2回目51.1±2.8°で、その平均改善率±標準誤差は1回目115.7±2.5%、2回目117.1±3.4%であった。手を肩から挙上する繰り返し運動後のROM平均値は1回目45.7±3.0°、2回目45.7±3.1°で、その平均改善率±標準誤差は1回目99.2±0.8%、2回目99.0±1.5%であった(図2)。算出された改善率を指標とし、個人と手技を要因とした繰り返しのある二元配置分散分析を行った結果、危険率5%で手を肩から挙上する繰り返し運動後と比較して静止性収縮後、求心性収縮後それぞれの間において、1回目・2回目ともに底屈のROMの有意な改善を認めた。静止性収縮後と求心性収縮後のPNF手技間に改善率の有意差は認められなかった(表2)。

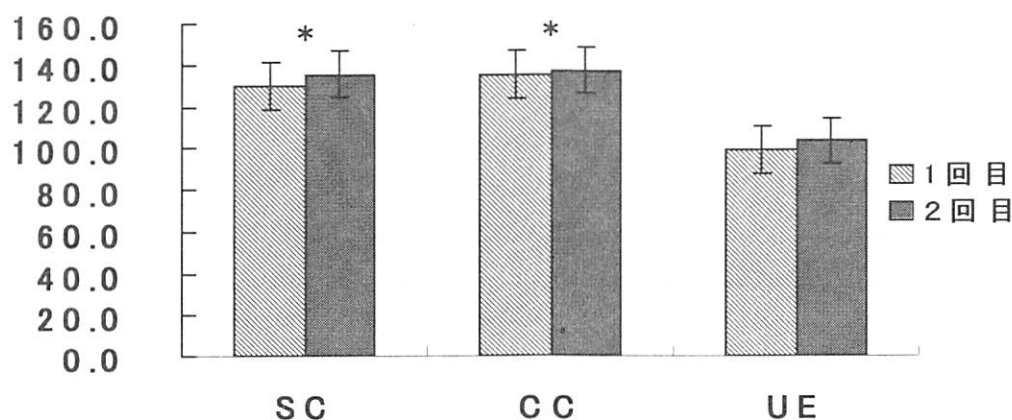


図1. 背屈平均改善率

SC; 静止性収縮. CC; 求心性収縮. UE; 手を肩から挙上した運動

* $p < 0.05$

肩甲骨の抵抗運動が足関節の関節可動域に及ぼす影響
Effect of scapular resistive exercise on the ipsilateral ankle joint range of motion

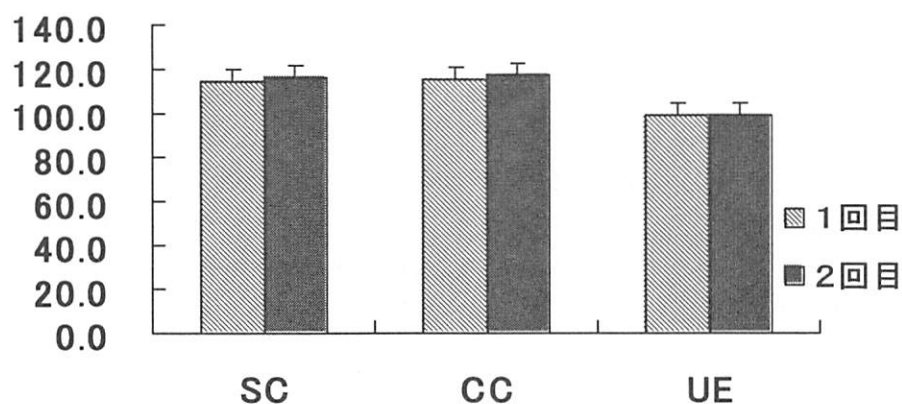


図2 底屈平均改善率

SC; 静止性収縮. CC; 求心性収縮. UE; 手を肩から挙上した運動

* $p < 0.05$

表1 分散分析表(背屈)

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
全変動	66230.1	83.0			
被験者間	330.7	1.0	330.7	0.6	NS
手技間	20838.2	2.0	10419.1	18.1	$p < .05$
交互作用	47.0	2.0	23.5	0.0	NS
誤差変動	45014.2	78.0	577.1		

表2 分散分析表(底屈)

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
全変動	13876.1	83.0			
被験者間	18.9	1.0	18.9	0.2	NS
手技間	5290.3	2.0	2645.2	24.1	$p < .05$
交互作用	15.0	2.0	7.5	0.1	NS
誤差	8552.0	78.0	109.6		

考察

今回高齢者を対象に肩甲骨の抵抗運動を行って、足関節の背屈および底屈のROMに改善が認められた。この柔軟性の改善は、肩甲骨の抵抗運動によって生じる下行性のインパルスの発散による下肢運動ニューロンの促通後のリラクセーションが生じている可能性が示唆される。上肢の刺激による下肢の脊髄レベルへの影響の報告はJendrassik(1885)の古典的方法での上肢の随意収縮時の下肢の腱反射の誘発の方法が有名であるが²⁾、この上肢から下肢の遠隔反応の促通の報告はヒトでも報告され脊髄固有性反射の機序が推測されている^{2,3,4,5)}。今回の研究結果は促通ではなく、下行性のインパルスにより脊髄性の抑制が生じている可能性が示唆される。この下行性の運動ニューロンの抑制に関する報告は検索されなかった。

上行性のインパルスの発散により脊髄性の抑制が生じたというものとしては、新井ら⁶⁾の報告がある。新井らは骨盤の後方下制の静止性収縮後に上肢障害関節のROMの改善が得られたことにより、下肢から上肢への発散によるリラクセーションを推測している。同側にある筋群へのインパルスの溢れ出しや、対側だけでなく離れた肢を含むこの大きな反応を引き起こす発散現象の神経単位の結合が、どのように行われているかは明確でない。その仮説としては、外側皮質脊髄路の交叉しない分枝へ下行性にインパルスが溢れだし（オーバー・フロー効果）、脊髄の興奮が上肢から下肢へ連動して起こっていることが推測される⁶⁾。今回の研究では、肩甲骨の後方下制の抵抗運動により下降性の発散現象が生じ、その後足部のリラクセーションが

生じる機序が推測された。この現象を利用して下肢に直接アプローチできない場合に足関節の関節可動域の改善を獲得する方法の一つとして、肩甲骨の後方下制の抵抗運動が有効であることが示唆された。

引用文献

- 1) 柳澤健, 乾公美: PNFマニュアル, 南江堂, 東京, 2001.
- 2) Delwaide PJ, Toulouse P. Facilitation of monosynaptic reflexes by voluntary contraction of muscles in remote parts of the body. *Brain*. 104: 701-719, 1981.
- 3) Toulouse P, Delwaide PJ. Reflex facilitation by remote contraction: Topographic aspects. *Arch Phys Med Rehabil*. 61: 511-516, 1980.
- 4) Delwaide PJ, Toulouse P, Jendrassik maneuver vs controlled contractions conditioning the excitability of soleus monosynaptic reflexes. *Arch Phys Med Rehabil*. 61: 505-510, 1980.
- 5) Meinck HM, Piesiur-Strehlow B. Reflexes evoked in leg muscles from arm afferents: a propriospinal pathway in man?. *Exp Brain Res*. 43 (1):78-86, 1981.
- 6) 新井光男, 清水一, 清水ミシェル・アイズマン, 田中良美, 柳澤健: 骨盤へのHRが上肢関節可動域制限に及ぼす影響: PNFリサーチ, 22-26, 2002.

肩甲骨の抵抗運動が同側足関節の自動運動速度に及ぼす影響

Effect of scapular resistive exercise on the ipsilateral active ankle joint movement

金本 まゆみ¹⁾清水 一²⁾新井 光男³⁾立石 和子⁴⁾

Mayumi Kanemoto

Hajime Shimizu

Mitsuo Arai

Kazuko Tateishi

田中 良美³⁾清水ミシェル・アイズマン⁵⁾柳澤 健⁶⁾村上恒二²⁾

Yoshimi Tanaka

Michele Eisemann Shimizu

Ken Yanagisawa

Tsuneji Murakami

要旨：固有受容性神経筋促通法（PNF）の肩甲骨の後方下制の抵抗運動（静止性収縮；SC と求心性収縮；CC）後と手を肩から挙上した繰り返し運動（UE）後の足部の運動速度への影響を検証した。対象は通所リハビリテーションの利用者 14 名（男性 6 名、女性 8 名）で、平均年齢は 79.6 歳（70-89 歳）であった。側臥位にて安静後と上側上肢運動（3 方法）後の同側足関節背底屈の自動運動（ST）の所要時間（STD）を協調性の指標として分析した。各運動後の STD の改善率を指標とした繰り返しのある二元配置分散分析をした結果、UE 後に比較し SC 後及び CC 後は 5% の有意水準で有意に STD が短縮された。肩甲骨の抵抗運動により下行性のインパルスの発散が生じ、萎縮した足関節周囲筋群の運動単位の参加の増加などが起こったと推測され、足関節の自動運動能力の向上が認められた。

キーワード：肩甲骨、PNF、足関節自動運動

Abstract : We investigated the immediate effects of scapular resistive exercise, using proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF), on the activation of foot movement. Fourteen subjects (6 men, 8 women) ranging in age from 70 to 89 years (mean age=79.6 years, SE=1.9), who participated in Day Rehabilitation Services, received 2 random sessions of exercises consisting of PNF and active arm elevation during the Day Rehabilitation Services. We analyzed the effect of exercises on the co-ordination of the foot, which was represented by the duration of the active movement of ankle dorsiflexion and plantar flexion in side lying. A two-way repeated ANOVA of the duration revealed the superiority of the PNF method, as compared with active arm elevation. PNF may cause the efficiency of ankle movement as a result of a descending overflow occurring during the resistive exercise.

Key Word: Scapular, PNF, Ankle active movement

1) 西広島幸楽苑 通所リハビリテーション

Day rehabilitation service, NishiHiroshima Kourakuen

2) 広島大学医学部保健学科

Division of Occupational Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

3) 広島通信病院 理学療法室

Department of Physical Therapy, Hiroshima Teishin Hospital

4) 五日市幸楽苑 通所リハビリテーション

Day rehabilitation service, Itsukaichi Kourakuen

5) 広島県立保健福祉大学

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science

6) 東京都立保健科学大学保健科学部 理学療法学科

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University of Health Sciences

はじめに

我々は、固有受容性神経筋促通法（PNF；Proprioceptive Neuromuscular Facilitation）による抵抗運動により、当該関節以外の関節に及ぼす影響を臨床的に経験している。その中で、肩甲骨の後方下制の抵抗運動後に歩行時のスピードアップや歩容の改善を経験した。今回、高齢者を対象に足関節の自動運動を協調性の指標として、肩甲骨の抵抗運動後の足背底屈運動速度への影響を検証した。

通所リハビリテーションにおいて、在宅高齢者の機能維持・改善を行っていくために、主に移動手段である歩行や立ち上がり等に対しての運動療法が必要となってくる。しかしながら、高齢者の下肢に対する直接的アプローチは痛み等により困難であるケースがあり、また過負荷の危険性も高くなる場合がある。その際に、上肢からの間接的アプローチにより下肢の機能を改善できれば、運動療法として有効な手技であることが期待できる。

対象

当関連通所リハビリテーション（2施設）へ来所されている利用者を実験的に抽出した14名（男性6名、女性8名）を対象とした。平均年齢は79.6歳（70-89歳）であった。対象者は、在宅生活において移動は自立レベル、改訂版長谷川式簡易知能評価スケール（HDS-R）は21点以上であった。また、疾患名・傷病名は糖尿病・狭心症・貧血などの内科的疾患（6名）、変形性膝関節症・変形性脊椎症・大腿骨

頸部骨折術後などの整形外科的疾患（4名）、急性硬膜下血腫術後・アルツハイマー型痴呆・脳梗塞などの中枢神経系疾患（4名）を呈していた。

方法

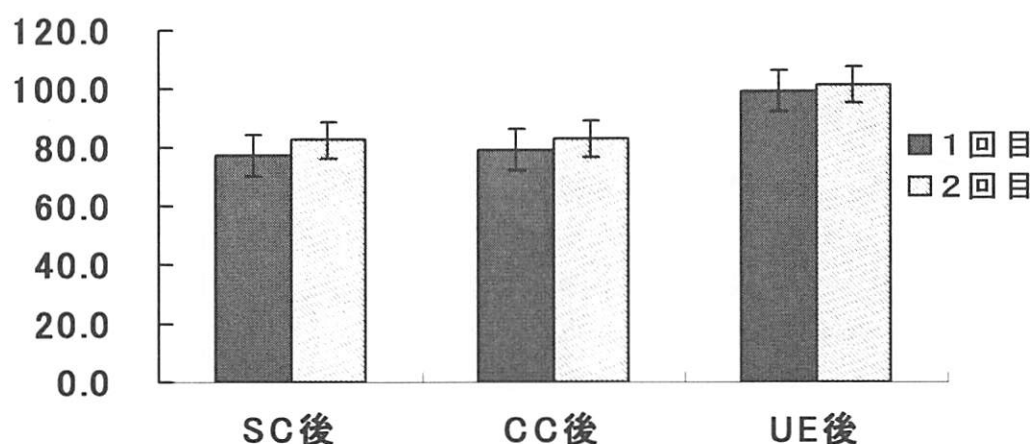
側臥位にて、安静（5分間）後と肩甲骨の後方下制の抵抗運動（静止性収縮:SCと求心性収縮:CC）後、及び手を肩から挙上した繰り返し運動（UE）後に、同側足関節背底屈の自動運動（ST）の所要時間（STD）を各々2回測定した。SCは側臥位で、肩甲骨の下部と肩甲骨下角へ用手接触し、10秒間後方下制の中間域で静止性収縮を行った。CCは側臥位で、肩甲骨前方挙上位から肩甲骨後方下制位までの抵抗運動を約2秒に1回のスピードで3回繰り返した。また、UEは側臥位で上側上肢の手先を同側肩につけ直後に手先を頭上に挙上する自動運動で、約2秒に1回挙上するスピードで計5回繰り返し行わせた。以上の3つの運動は1被験者に対して無作為に割り当て、各運動間隔は2時間以上とした。STは、側臥位にて上側足関節の背底屈（全可動域内）の自動運動を5往復最大速度で行わせた。そして、5往復に要した時間（STD）をストップウォッチで測定した。また、STに対して被験者への説明は全て同じにし、ST中の口頭指示も全て同じにした。側臥位における被験者の肢位は、脊柱を中間位に保つために、頸部に枕を与え、股関節・膝関節を各々約60°屈曲位に保持させた。また、上側下肢の下に枕を入れ、安楽な肢位をとらせた。

安静後の STD を基準値とし、各測定後の値を基準値で除し 100 で乗じてパーセント値を各々求め改善率とした。そして、算出された各測定値の改善率を運動の種類と個人差を要因として繰り返しのある二元配置分散分析を行い、有意差のあった要因に Sheffe の多重比較検定を行った。

改善率 = (各測定後の値) ÷ (基準値) × 100 とした。

【結果】安静後の STD 平均値は 1 回目 5.9±1.5 秒、2 回目 5.4±1.2 秒であった。SC 後の STD 平均値は 1 回目 4.7±1.3 秒、2 回目 4.5±1.1 秒で、その平均改善率±標準誤差は 1 回目

77.2±3.9%、2 回目 82.5±3.8% で安静後と比較して約 20% 前後の STD の短縮が認められた。CC 後の STD 平均値は 1 回目 4.5±1.0 秒、2 回目 4.7±1.3 秒で、その平均改善率±標準誤差は 1 回目 79.2±3.3%、2 回目 83.0±1.7% で安静後と比較して約 20% 前後の STD の短縮が認められた。UE 後の STD 平均値は 1 回目 5.2±1.4 秒、2 回目 5.4±1.5 秒で、その平均改善率±標準誤差は 1 回目 99.2±4.0%、2 回目 101.4±4.3% で安静後の STD とほぼ同じ値を示した (図 1)。繰り返しのある二元配置分散分析の結果、UE 後に比較し SC 後及び CC 後は 5% の有意水準で有意に STD が短縮された (表 1)。



SC: 静止性収縮, CC: 求心性収縮, UE: 手を肩から挙上した運動

* $p < 0.05$

図 1 平均改善率

表 1 分散分析表

	偏差平方和	自由度	平均平方	F 値	P 値
全変動	21910.0	83.0			
被験者間	290.5	1.0	290.5	1.6	
手技間	7352.2	2.0	3676.1	20.1	$p < .05$
交互作用	35.0	2.0	17.5	0.1	
誤差変動	14232.2	78.0	182.5		

考察

肩甲骨の後方下制の抵抗運動による STD が短縮され、協調性の向上が示唆された。これは、下行性のインパルスによる何らかの影響が考えられる。

上肢の刺激による下肢の脊髄レベルへの影響の報告は、Jendrassik(1885)の古典的方法での上肢の随意収縮時の下肢の腱反射の誘発の方法が有名であるが²⁾、この上肢から下肢の遠隔反応の促進の報告はヒトでも報告され脊髄固有性反射の機序が推測されている^{2,3,4,5)}。Toulouse ら³⁾は、上肢の筋群の選択的な随意的収縮(手関節伸筋群)により、遠隔した下肢の屈筋と伸筋の運動ニューロンの促進(remote facilitation:遠隔促進)と下肢の反射の亢進を認めた。Delwaide ら⁴⁾は、Toulouse ら³⁾と同様に、上肢の筋群の選択的な随意的収縮(手関節伸筋群)により、遠隔したヒラメ筋の運動ニューロンの促進と反射の亢進を認めた。ヒラメ筋 H 反射は腱反射と同様に促進できたが手伸筋群の収縮後 200ms から 600ms の収縮のピーク時(2 相)のみに有意な促進が認められたことを報告している。

肩甲骨の抵抗運動による下行性のインパルスの発散により、脊髄運動ニューロンの促進が生じている可能性が推測され、足関節の周囲筋群の運動単位の参加に増加がおり、STD の短縮が認められたと示唆される。この様に、下肢の直接的アプローチができない場合、運動の協調性の改善を目的に今回検証された肩甲骨の抵抗運動による間接的アプローチが有効と考えられる。

引用文献

- 1) 柳澤 健, 乾 公美: PNF マニュアル, 南江堂, 東京, 2001.
- 2) Delwaide PJ, Toulouse P. Facilitation of monosynaptic reflexes by voluntary contraction of muscles in remote parts of the body. *Brain*, 104: 701-719. 1981.
- 3) Toulouse P, Delwaide PJ. Reflex facilitation by remote contraction: Topographic aspects. *Arch Phys Med Rehabil*. 61: 511-516. 1980
- 4) Delwaide PJ, Toulouse P, Jendrassik maneuver vs controlled contractions conditioning the excitability of soleus monosynaptic reflexes. *Arch Phys Med Rehabil*. 61: 505-510. 1980.
- 5) Meinck HM, Piesiur-Strehlow B.. Reflexes evoked in leg muscles from arm afferents: a propriospinal pathway in man?. *Exp Brain Res*. 43(1):78-86. 1981.

骨盤抵抗運動による総指伸筋長脊髓反射の潜時に及ぼす影響 — ケース・スタディー

Effects of pelvic exercise on a long loop reflex latency- case study-

新井 光男¹⁾清水 一²⁾柳澤 健³⁾

Mitsuo Arai

Hajime Shimizu

Ken Yanagisawa

清水ミシェル・アイズマン⁴⁾田中 良美¹⁾村上恒二²⁾

Michele Eisemann Shimizu

Yoshimi Tanaka

Tsuneji Murakami

要旨:安静時の総指伸筋 H 波を誘発していた際に、40msec 以上の長い潜時の反応が誘発され、種々の刺激により抑制及び促通されたので報告する。25 歳男性で神経学的問題なくサッカー競技により半月板損傷がある一症例。総指伸筋 H 波を安静時計測し、再現性を確認した後、各種刺激直後に 1 分毎に 0.8mA の定電流で誘発した。安静時に H 波は約 22ms で出現した。次の波形が 50ms で出現し(C1)、更に 150ms の潜時間で波形(C2)が生じた。長潜時の安静時に誘発された C1 は脊髓-延髄-脊髓(SBS)反射が関与し C2 は潜時から考えて皮質性の関与が考えられた。骨盤への後方下制抵抗運動後に上行性長経路反射の抑制や脊髓固有反射と SBS 反射の促通及び潜時の短縮(短絡)による長経路反射の促通現象が生じた。これは、臨床的に骨盤の抵抗運動後に上肢の関節可動域の改善と自動運動能力の向上が得られる現象の生理学的機序を示唆した。

キーワード:長脊髓反射、脊髓-延髄-脊髓(SBS)反射、超皮質性反射、抵抗運動、固有受容性神経筋促通法(PNF)

Abstract: When measuring the excitability of the H-reflex in the extensor digitorum muscle, we noticed the presence of other waves at a latency of above 40 ms in a 25-year-old man with a soccer-related tear of the meniscus of the knee, without neurological problems.

The first wave occurred at a latency of about 22 ms (H wave) and the second wave occurred at a latency of about 50 ms (C1). The third wave presented at a latency of about 150 ms (C2) with a steady intensity stimulation (0.8mA) to the radial nerve without any voluntary extensor digitorum activity in the side-lying resting position. These long latency waves were assumed to be mediated via the motor cortex (transcortical reflexes: C2-wave) and spino-bulbo-spinal reflexes (C1-wave). The latency of the C1-wave was shortened (facilitation) by the pelvic resistive exercise of posterior-depression and the latency of the C2-wave was shortened (facilitation) by the pelvic resistive exercise of anterior-elevation.

These excitatory and inhibitory effects also evoked by resistive exercises of pelvis on the a long loop reflex of EDC motoneurons might indicate the cause of improvement in the active range of motion of the upper extremities by resistive exercises of the pelvis.

Key Word: Long loop reflex. Spino-bulbo-spinal(SBS) reflex. Transcortical reflex. Pelvic resistive exercise. Proprioceptive neuromuscular facilitation(PNF)

1)広島通信病院 理学療法室

Department of Physical Therapy, Hiroshima Teishin Hospital

2)広島大学医学部保健学科

Division of Occupational Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

3)東京都立保健科学大学保健科学部 理学療法学科

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University of Health Sciences

4)広島県立保健福祉大学

Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science

はじめに

固有受容性神経筋促通法(PNF)¹⁾の手技の一つである骨盤の後方下制の抵抗運動による静止性収縮(SC)の促通により、障害関節に直接触らずに、上肢の可動域が改善する^{2,3)}。骨盤の抵抗運動による上肢への関節可動域の臨床的効果の生理学的機序として、骨盤の前傾と腰椎の前弯運動に伴う筋活動による刺激が拡散し、髄節を越えた長経路の興奮もしくは抑制が上肢に生じる上行性の脊髓固有反射^{4,5,6,7)}の関与が推測される。しかし、その科学的根拠は未だ明らかでないので、骨盤の抵抗運動後の上肢の脊髓レベルの興奮性の検証を行うため、骨盤への抵抗運動を含む種々の刺激を与え、その上行性の脊髓固有反射^{4,5,6,7)}の影響を研究するため総指伸筋の筋電図を誘発して分析した。この研究時、安静時の総指伸筋 H 波を誘発していた際に、一症例で H 波以外に 45ms と 150ms の長い潜時の二つの波が誘発された。

H 波潜時より長い潜時の誘発筋電図波は中枢性起源か末梢性起源の二つがある^{4,5,6,7)}。Brown⁶⁾は、筋の伸張に対する髄節性(M1)、中間(M2)、後期(M3)の筋電図(EMG)反応の潜時として長母指屈筋の M1 は 15ms, M2 は 50ms, M3 は 90ms と記している、また、中間潜時 M2 について考えられる経路として中枢性起源(1. 超皮質性反射(transcortical reflex), 2. 脊髓-延髄-脊髓反射(SBS 反射), 3. 脊髓反射)と末梢性起源を挙げている⁶⁾。

超皮質性反射は運動皮質を介する反射で、SBS 反射は延髄網様体を反射中枢とする反射である⁸⁾。脊髓反射は反射経路の脊髓内の広がりによって分類される。経路が一つまたは近接の脊髓節内に限られる反射を節性反射(segmental reflex)といい、遠隔の脊髓節の間で

起こる反射を節間反射(intersegmental reflex)または長脊髓反射(long spinal reflex)という⁹⁾。これらを脊髓固有性反射(propriospinal-like neuron, PN)と呼び、感覚神経が多くの分節に信号を伝達するものを multisegmental connections と呼ぶ⁹⁾。

末梢性起源として Hagbarth ら⁴⁾は、筋の収縮時の急激な伸張により生じる EMG 反応群は髄節的な伸張反射に加え皮質を介した長経路反射(long loop reflexes)を反映していると考えられているが、伸張により反応する筋紡錘の求心性の放電が群化しやすいことより、運動ニューロンが同期して振動的活動が促通され、継続的な髄節反射の一連の EMG 群が生じた可能性を推測している。中枢性起源の M2 潜時の誘発は筋伸張^{5,6)}や振動^{5,6)}および固定¹⁰⁾であり安静時での誘発は報告されていない。

今回、一症例であるが、脊髓固有性反射と SBS 反射および皮質の関与した反応と推測される一連の再現性の高い反応が誘発された。またその一群の反応は種々の刺激により促通または抑制が生じ潜時も変化したので報告する。

対象

25 歳男性で神経学的問題なくサッカー競技により半月板損傷がある一症例。

方法

右総指伸筋 H 波を左上肢を下側にしたし股・膝関節軽度屈曲位の安静側臥位で計測した(図 1)。

誘発筋電図は誘発電位・筋電図検査装置(日本光電社・MEB 9100)を用いた。表面電極を用い、直径 9mm の Ag/AgCl 導子の中心間距

離を 15mm にして筋腹に貼った(電極を貼る部位は皮膚表面を擦って皮膚抵抗を減弱させた)。電極インピーダンスは $0.5k\Omega$ 以下を確認した。増幅器の感度は $2mV/div$ で高域フィルタは $3kHz$ で低域フィルタ $20Hz$ とした。手技上の注意として、関電極を陰極とし、刺激幅は $1ms$ とし、矩形波とした。表面電極を用いる刺激は $1ms$ の持続時間で頻度は $1Hz$ で行った。単発刺激から得られる H 波を 20 回加算平均した。上腕外側(外側上顆 4 横指上で上皮組織の最も薄い部分)で橈骨神経を刺激し、総指伸筋から H 反射を誘発した。H 波と長い潜時の反応の再現性を確認した後、各種刺激直後(接触直後、抵抗運動直後)に 1 分毎に $0.8mA$ の低電流で誘発した。

各種刺激は、上前腸骨棘への衣服の上からの接触、坐骨結節への衣服の上からの接触、骨盤の後方下制・前方挙上各々のパターンの中間域で 30 秒間静止性収縮を行う 4 種類とした。

PNF は骨盤への抵抗運動を行った。右側を上にした側臥位で、坐骨結節に用手接触して骨盤の後方下制¹⁾・前方挙上¹⁾各々のパターンの中間域で 30 秒間静止性収縮を行った。運動方向は上前腸骨棘と肩峰を結ぶ線に平行で螺旋的運動を促通し、骨盤を軽度前傾位で静止性収縮させた(図 2)。



図 1 側臥位で総指伸筋の H 波を誘発



図 2 PNF の骨盤の後方下制のセラピストの抵抗の方向

結果

潜時は刺激点から一群の波形のピーク値(波頂)までの時間と定義した。また、振幅は陰性または陽性のピークと陽性または陰性のピーク間の距離(peak to peak)とした。

安静時(対照)に M 波は約 $14ms$ 、H 波は $21ms$ で出現した。H 波を安定にするため刺激電流を $0.8mA$ まで下げると M 波が消失し、H 波の安静時(対照)の潜時は $21ms$ で振幅は約 $26\mu V$ であった。H 波の出現後、次の波形が表 1 に示すように、潜時約 $45ms$ から $50ms$ (振幅約 $24\mu V$)で陽性のピークが出現し(C1)、次に潜時約 $140ms$ から $180ms$ (振幅: $9\mu V \sim 14\mu V$)で陰性のピークの波形(C2)が生じ再現性が高か

った。(表 1)。

図 3 の 2)に示すように、安静時に上前腸骨棘接触した際、H 波の上前腸骨棘接触時の潜時は 21ms で振幅は約 30 μ V であった。C1 は潜時約 45ms(振幅約 24 μ V)で出現し再現性が高くなった。次に潜時約 140ms から 180ms(振幅:15 μ V~18 μ V)で波形(C2)が生じ、潜時が長くなり再現性が高まった。

図 3 の 3)に示すように、安静時に坐骨接触した際、H 波の潜時は 21ms で振幅は約 34 μ V であった。C1 は潜時約 45ms(振幅約 24 μ V)で出現し再現性が高まった。次に潜時約 150ms から 190ms(振幅:14 μ V~17 μ V)で波形(C2)が生じ再現性が高まった。

図 4 の 1)に示すように、前方拳上の抵抗運動直後、C1 と C2 は消失した。H 波振幅は 27 μ V であった。抵抗運動 6 分後安静時でも C1 と C2 は消失し、H 波の振幅は 25 μ V であった(図 4-2)。抵抗運動 8 分後安静時には H 波振幅は 31 μ V で、潜時約 50ms(振幅 2 μ V)に C1 が出現した。C2 は消失したままであった。(図 4-3)。

抵抗運動 9 分後安静時には、H 波振幅は 29 μ V で、潜時約 50ms(振幅 6 μ V)に多相性の C1 が出現し、潜時約 130ms(振幅 8 μ V)に C2 と推測される陰性のピークが生じた。C2 の潜時は安静時(対照)と比較し短くなった。(図 4-4)。

図 5 の 1)に示すように、後方下制の抵抗運動直後、C1 と C2 は消失した。H 波は 24 μ V であった。抵抗運動 4 分後安静時には、H 波は 26 μ V で、約 40ms(振幅 4 μ V)に C1 のピークが生じた。C2 は消失したままであった。(図 5-2)。抵抗運動 5 分後安静時には、H 波振幅は 29 μ V で C1 の潜時が短くなり約 36ms(振幅 11 μ V)に出現した。(図 5-3)。抵抗運動 6 分後安静時には H 波は 35 μ V で、C1 は潜時が約 44ms(振幅 6 μ V)になった。潜時約 150ms(振幅 2 μ V)に C2 と推測される陰性のピークが抵抗後初めて生じた。(図 5-4)。抵抗運動 7 分後安静時には H 波振幅は 34 μ V であった。C1 潜時は 44ms(振幅 2 μ V)で、潜時約 150ms(振幅 6 μ V)に C2 が生じた。(図 5-5)。

	H波潜時	H波振幅	C1潜時	C1振幅	C2潜時	C2振幅
安静時(対照)	21ms	約26 μ V	45~50ms	約24 μ V	140ms~180ms	9~14 μ V
上前腸骨棘接触安静時	21ms	約30 μ V	45ms	約24 μ V	140ms~180ms	15~18 μ V
坐骨接触安静時	21ms	約34 μ V	45ms	約24 μ V	150ms~180ms	14~17 μ V
前方拳上直後安静時	21ms	27 μ V	消失		消失	
前方拳上6分後安静時	21ms	25 μ V	消失		消失	
前方拳上8分後安静時	21ms	31 μ V	50ms	2 μ V	消失	
前方拳上9分後安静時	21ms	29 μ V	50ms	6 μ V	140ms	8 μ V
後方下制直後安静時	21ms	24 μ V	消失		消失	
後方下制4分後安静時	21ms	26 μ V	40ms	4 μ V	消失	
後方下制5分後安静時	21ms	29 μ V	36ms	11 μ V	消失	
後方下制6分後安静時	21ms	35 μ V	44ms	6 μ V	150ms	2 μ V
後方下制7分後安静時	21ms	34 μ V	44ms	2 μ V	150ms	6 μ V

表 1 誘発筋電図(H 波・C1・C2)の潜時と振幅

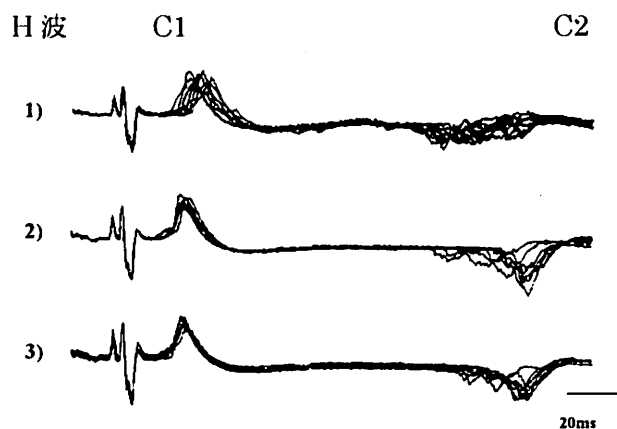


図3 誘発電位群の再現性 (20回平均加算)

- 1) 安静時(対照)の誘発電位, 2) 上前腸骨棘接触時の安静時誘発電位, 3) 坐骨結節接触時の安静時誘発電位

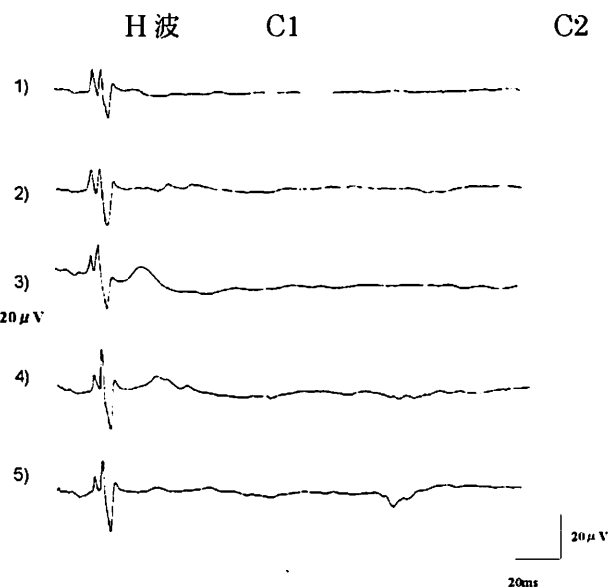


図5 後方下制抵抗後の誘発電位群 (20回平均加算)

- 1) 抵抗運動後直後の安静時誘発電位, 2) 抵抗運動 4 分後の安静時誘発電位, 3) 抵抗運動 5 分後の安静時誘発電位, 4) 抵抗運動 6 分後の安静時誘発電位, 5) 抵抗運動 7 分後の安静時誘発電位

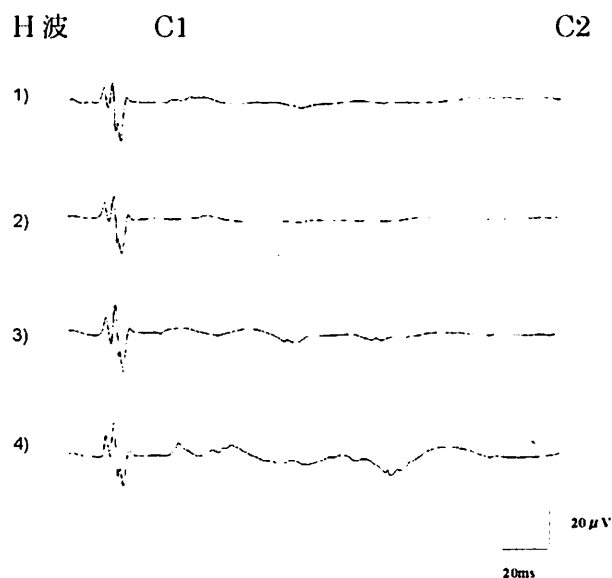


図4 前方挙上 抵抗後の誘発電位群 (20回平均加算)

- 1) 抵抗運動後直後の安静時誘発電位, 2) 抵抗運動 6 分後の安静時誘発電位, 3) 抵抗運動 8 分後の安静時誘発電位, 4) 抵抗運動 9 分後の安静時誘発電位

考察

Burke ら¹²⁾は、前腕伸筋群の H 波が検出しにくいため、随意収縮することにより低強度で M 波と明確に区分できることを報告している。Bodofsky¹¹⁾は、安静時の総指伸筋の H 波が検出しにくいため検者の手による抵抗運動で総指伸筋の静止性収縮時の H 波を 5mA 前後で誘発して筋電図を検出した結果、H 波の潜時の平均±標準偏差は $16.4 \pm 1.4\text{ms}$ で、平均振幅は 1.2mV であったと報告している。今回は、総指伸筋の随意収縮していない安静時で、0.8mA の弱い強度で H 波のみでなく再現性の高い潜時の長い筋電図 (長経路反射) を誘発できたこ

との意義は大きい。

H 波以外に誘発できた 40~45ms の潜時の波(C1)は中枢性起源か末梢性起源説の二つに分かれている^{4,5,6)}が、今回の研究では伸張刺激も振動刺激もしない安静時に誘発されており末梢説でなく中枢説を強く支持するデータであり長経路反射を示唆した。また、M 波が消失し H 波の次の波形が図 2 に示すように、約 45ms で出現し始め(C1)次に約 150ms の潜時で波形(C2)が生じた。C2 は潜時⁹⁾から考えて皮質性の長経路反射の関与が考えられる。

ヒトの SBS 反射の誘発筋電図による確認では潜時は 60-90ms¹⁰⁾であったが、SBS 反射は上肢では潜時が短くなる⁸⁾。伝導速度と距離から潜時が約 40ms の C1 の波は SBS 反射が関与していることが推測される。SBS 反射は皮膚神経起源⁸⁾と云われている。上前腸骨棘と坐骨接触により SBS 反射が関与し C1 の波形は潜時が短縮され再現性が高まった。C1 は 45ms で出現し安静時より潜時が短縮傾向となり、C2 は潜時が長くなったことより、骨盤接触刺激により C1 には促通効果が C2 には抑制効果が示唆された。H 波は上前腸骨棘より坐骨接触により振幅が増加傾向にあった。

上肢の刺激による下肢への下行性影響の報告は脊髓レベルでは促通で多くの報告^{13,14,15,16,17,18)}があったが、上行性においても接触刺激は脊髓レベルと脳幹レベルで促通効果が示唆された。特に坐骨結節の接触では脊髓レベルの促通が顕著であった。下行性の影響では抑制の報告はなかったが、上行性では C2 の潜時が長くなったことより、皮質レベルの抑制効果が示唆された。

骨盤の前方挙上の抵抗運動では、運動直後に C1 と C2 が消失し抑制され長経路反射の抑制を示唆した。

後方下制の抵抗運動直後では C1 と C2 が消失したが、H 波の振幅は増加した。C1 は 4 分後に潜時が短縮し短絡現象を示唆した。5 分後には H 波の振幅も増加し C1 の潜時の短縮と脊髓・脳幹レベルの促通が示唆された。6 分後には C2 が出現し、7 分後には C1 の振幅が减弱したが短絡傾向は依然続き、H 波の振幅も増大し脊髓・脳幹レベルの促通(SBS 反射の促通)が示唆された。

今回、骨盤の接触や抵抗運動により上行性の上位中枢の促通と抑制が生じた。上行性の反射を示唆するネコの報告は多い^{19,20,21,22,23)}。また、Pavlašek ら²²⁾のクロラロス麻酔したネコの研究では、遠心性の脊髓固有性成分(PS グループ)、SBS 成分(SBS グループ)または脊髓固有性と SBS の両要素(PS・SBS グループ)の 3 群が認められた。ヒトでは、Nathan ら²³⁾が、網様体脊髓線維は頸膨大部で減少し、脊髓固有路が大部分になってきているが、全部が脊髓固有路にとって変わられるのではなく、網様体脊髓線維は下位仙髄まで下行することを認め、ネコ¹⁹⁾と同様に、SBS 反射経路と脊髓固有性反射経路が密接に関連していることを推測している。今回の症例では、骨盤接触では脊髓レベルの促通が顕著であったが潜時の短縮は認められなかった。骨盤の後方下制の抵抗運動では、安静時(対照)と骨盤接触に比較し、C1 と C2 の抑制後に、C1 の潜時の短縮と H 波の振幅が増大し、脊髓固有反射と SBS 反射の促通が推測された。

また、前方挙上の抵抗運動後では、安静時(対照)と骨盤接触に比較し、H 波と C1 及び C2 が消失または抑制傾向が強く、上行性長経路反射の抑制が示唆された。

このような骨盤への後方下制抵抗運動後の上行性長経路反射の抑制や脊髓固有反射と SBS 反射の促通及び潜時の短縮(短絡)による

長経路反射の促通現象は、臨床的に骨盤の抵抗運動後に上肢の関節可動域の改善と自動運動能力の向上が得られる^{2,3)}現象の生理学的機序を示唆した。

引用文献

- 1) 柳澤健, 乾公美: PNF マニュアル, 南江堂, 東京, 2001.
- 2) 新井光男, 清水一, 清水ミシェル・アイズマン, 田中良美, 柳澤健: 骨盤への HR が上肢関節可動域制限に及ぼす影響: PNF リサーチ, 22-26, 2002.
- 3) 名井幸恵, 新井光男, 上広晃子, 清水ミシェル・アイズマン, 田中良美, 榎本一枝, 柳澤健: 脳卒中後片麻痺患者の患側の骨盤のホールド・リラックスが患側上肢に及ぼす即時効果: PNF リサーチ, 27-31, 2002.
- 4) Hagbarth KE, Young RR, Hägglund JV, Wallin EU. Segmentation of human spindle and EMG responses to sudden muscle stretch. *Neuroscience Letters*, 19: 213-217, 1980.
- 5) Burke D, Gandevia SC, Mckeon B. The afferent volleys responsible for spinal proprioceptive reflexes in man. *J Physiol*, 339: 535-552, 1983.
- 6) Brown WF. The physiological and technical basis of electromyography. Butterworth Publ. pp 468, 1984.
- 7) Marsden CD, Merton PA, Morton HB, Adam J. *Brain*, 100: 185-200, 1977.
- 8) 島村宗夫, 運動の反射生理学・とくに脳幹網様体の関与について, (島村宗夫, 中村隆一編, 運動の神経機構とその障害, PP28-76), 1975.
- 9) Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Medical Physiology*, 9th ed., USA, WB Saunders Company, pp 687-697, 1996.
- 10) Ishikawa T, Miyazawa T, Fujiwara T. Characteristics of the spino-bulbo-spinal reflex with evoked EMGs in human subjects. *Int J Sports Med*, 5(4): 187-192, 1984.
- 11) Bodofsky EB. Contraction-induced upper extremity H reflexes: normative values. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(5): 562-565, 1999.
- 12) Burke D, Adams RW, Skuse NF. The effects of voluntary contraction on the H-reflex of human limb muscles. *Brain*, 112: 417-433, 1989.
- 13) Toulouse P, Dewalder PJ. Reflex facilitation by remote contraction: Topographic aspects. *Arch Phys Med Rehabil*, 61: 511-516, 1980.
- 14) Gregory JE, Wood SA, Proske U. An investigation into mechanism of reflex reinforcement by the Jendrassik manoeuvre. *Exp Brain Res*, 138: 366-374, 2001.
- 15) Dewalder PJ, Toulouse P. Jendrassik maneuver vs controlled contractions conditioning the excitability of soleus monosynaptic reflexes. *Arch Phys Med Rehabil*, 61: 505-510, 1980.

- 16) Dewalde PJ, Toulouse P. Facilitation of monosynaptic reflexes by voluntary contraction of muscles in remote parts of the body. *Brain*. 104: 701-719.1981.
- 17) Meinck H, Roesler J, Schomburg ED. Differences in long descending propriospinal actions upon gastrocnemius soleus and flexor digitorum longus motoneurons. *Acta Physiologica Scandinavica*.(Suppl). 440. 62.1976.
- 18) 佐々木和夫・本郷利憲編, (勝木保次・内菌耕二監修, 新生理学大系第10巻, 運動の生理学, pp 317-329). 1988.
- 19) Miller S, Reitsma DJ, van der Meche FG. Excitatory ascending propriospinal actions between lumbosacral and cervical segments in the cat. *J Physiol* 1.218(1): 76-77, 1971.
- 20) Grottel K, Krutki P, Mrowczynski W. Triple projections of neurones located in S1 and S2 segments of the cat spinal cord to the C6 segment, the cerebellum and the reticular formation. *Exp Physiol*. 83(6): 737-746.1998.
- 21) Krutki P, Mrowczynski W, Grottel K. Lamina VII and VIII neurons of the S2 segment bilaterally projecting to the C6 segment of the spinal cord in the cat. *J Physiol Paris*. 91(6): 325-330. 1997.
- 22) Pavlasek J, Duda P. Relationship between the activity of postsynaptic spinal cord elements and propriospinal and spino-bulbo-spinal reflexes. *Physiol Bohemoslov*. 24(3): 239-247. 1975.
- 23) Nathan PW, Smith M, Deacon P. Vestibulospinal, reticulospinal and descending propriospinal nerve fibres in man. *Brain*. 119: 1809-1833. 1996.
- 24) Shimamura M, Tanaka I, Fuwa T. Comparison between spino-bulbo-spinal and propriospinal reflexes in thalamic cats during stepping. *Neurosci Res*. 7(4):358-368. 1990.

拮抗筋の収縮が動筋に与える影響

How the contraction of an antagonist muscle affects the agonist muscle.

吉村恵三

Keizou Yoshimura

要旨：経時誘導の促通効果を等速性運動測定器にて検討した。対象は下肢に障害のない成人健常男性 8 名を対象とした。平均年齢は 29.0 (±5.1) 歳であった。測定対象筋は左右両下肢の膝伸展筋とした。測定姿勢は坐位とし、運動のパターンを膝関節 90 度から伸展 0 度まで伸展してもらうパターン①と、0 度伸展位からスタートし屈曲 90 度まで屈曲してもらった後にすばやく切り換えし、再び 0 度まで伸展してもらうパターン②の 2 パターン行ってもらった。試行回数はそれぞれ 3 回とした。その結果、Time to Speed に有意差を認めた ($p < 0.01$)。交互運動を用いることで筋収縮反応の促通につながる可能性があると思われた。

キーワード：経時誘導・等速性運動測定器・促通効果

Abstract : Purpose : To analyze the effect of facilitation of successive induction by using an isokinetic machine. Participants : Eight healthy men, whose average age was 29 ± 5.1 , with no history of lower limb injury. The muscles examined performed extension of both knees. The exercise position was sitting. We compared two patterns ; 1) extending the a knee joint from a position of 90 degrees to 0 degrees. 2) flexing the knee joint from 0 degree to 90 degrees first, and then quickly extending to 0 degrees.

The number of trials was three. As a result, we learned that "Time to speed" showed a significant difference ($P < 0.05$). This result leads us to the possibility that using successive induction affects the response of muscle contraction.

Key Word : Successive Induction, isokinetic machine, Efficient of facilitation

はじめに

を用い、筋出力および筋出力の反応時間に着目して実験を行った。

Sherrington (1947)^{1) 2)} は動物実験において、屈曲反射の直後に伸展反射が増強される事を確認している。その原理は主動筋の随意運動の直後に拮抗筋が促通されるということから、単に動筋のみを強化するよりも、その拮抗筋を収縮させた直後に動筋の収縮を入れた方がより強化できるとされている。この原理は経時誘導 (successive induction) と呼ばれ、PNF の中で、スロー・リバーサルやリズムクスタビライゼーションという手技で用いられている。今回は、その効果を等速性運動測定器

対象

対象は下肢に障害のない成人健常男性 8 名を対象とした。平均年齢は 29.0 ± 5.1 歳であった。被検下肢は左右両下肢とした。

方法

測定機器は等速性運動測定器 (BIODEX) を用い、角速度を 180deg/sec とした。測定

1) 公立学校共済組合九州中央病院

Department of Rehabilitation, Kyushu Central Hospital of the Mutual Aid Association of Public School Teachers

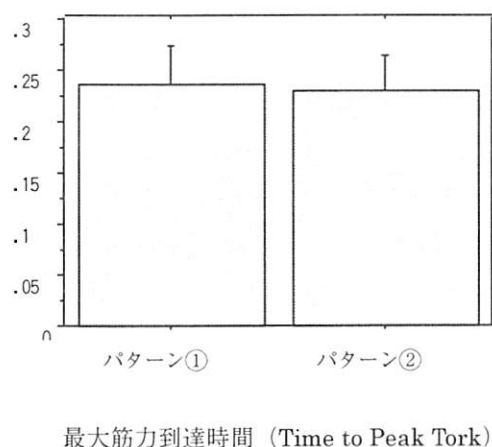
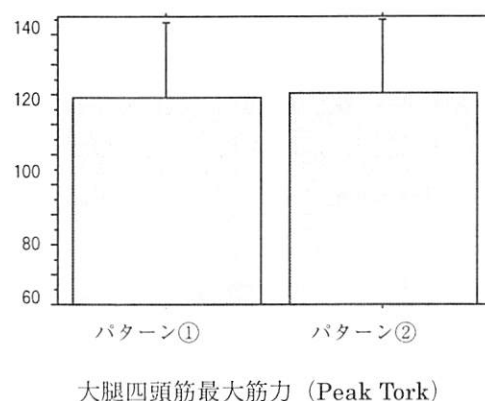
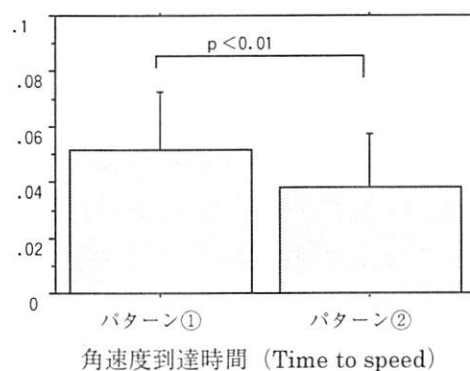
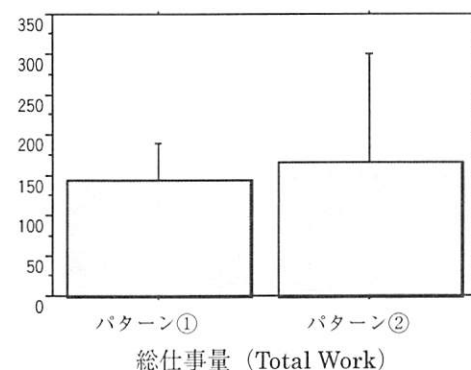
Influence of the agonist by contraction of antagonist muscle

肢位は坐位とし、代償運動が出ないように体幹及び測定肢大腿部を付属のベルトにて固定した。測定時には両腕を組ませ、体幹固定のベルトを持たせた。各被験者毎にダイナモメーターの回転軸を膝関節に合わせ、レバーアームの長さを測定パットが下腿下部に合うように合わせた。測定対象筋は左右膝伸筋とした。測定内容としては 1) 大腿四頭筋最大筋力 (Peak Torque)、2) ピークトルク到達時間 (Time to Peak Torque)、3) 角速度到達時間 (Time to Speed)、4) 総仕事量 (Total Work) を測定した。また、運動のパターンを膝関節 90 度から伸展 0 度まで伸展してもらうパターン①と、0 度伸展位からスタートし屈曲 90 度まで屈曲してもらった後にすばやく切り返し、再び 0 度まで伸展してもらうパターン②の 2 パターン行ってもらった。試行回数はパターン①②それぞれ 3 回とし、交互に行ってもらった。



結果

Peak Torque はパターン①平均 118.5deg/sec、パターン②平均 120.0 deg/sec であった。Time to Peak Torque はパターン①平均 0.236sec、パターン②平均 0.230sec であった。Time to Speed はパターン①平均 0.52sec、パターン②平均 0.44sec であり、mann - whitney 検定の結果、有意差を認めた ($p < 0.01$)。Total Work はパターン①平均 142.9Nm、パターン②平均 152.7Nm であった。



Influence of the agonist by contraction of antagonist muscle

考察

経時誘導は屈曲反射が促通された後は伸展反射の興奮性が高くなるという生理学的理論を基にスローリバーサルやリズムミックスタビライゼーションで用いられている。今回は動筋収縮前の拮抗筋の収縮が動筋の出力に与える影響を等速性運動測定器を用い、筋出力および筋出力の反応時間に着目して実験を行ってみた。パターン①②間で Peak Tork は統計学的に有意な差は認められず、筋出力の促通にはつながらなかった。富田ら²⁾は 60deg/sec にて、同様の実験を行っているが、伸展運動のみと、屈曲運動の直後に伸展運動を行った場合ではその伸展トルクには有意な差は認められなかったとしている。しかし、その後渡会ら³⁾は、拮抗筋の MVC の 80%、60%、40% で、動筋の筋力に差が出るかどうかという実験を行っており、拮抗筋の 80% MVC で動筋は 11% 増したという研究結果が出されている。以上の結果より拮抗筋の収縮の程度が動筋の筋出力に影響を与えることが考えられる。今回は 180deg/sec と中速度での測定であった上に、拮抗パターンが従重力位であるために、指定角速度に到達するまでに時間がかかっている可能性がある。従って拮抗筋の十分な収縮が得られず、動筋の筋出力の増大につながらなかったと思われる。また Time to Speed ではパターン②の方が有意に短いという結果が得られた。秋山ら⁴⁾は上肢のスローリバーサルにおいて筋電図を用いた実験を行っており、動筋パターンから拮抗パターンに移る直前から拮抗筋に収縮を認めている。また紀伊⁵⁾は、正常人における相反神経支配は、大脳皮質・小脳皮質からのコントロールによって、拮抗筋であった筋が、運動の方向や性質に応じて、直ちに共同筋としてあるいは主働筋に切り替えられる様な用意をしていると述べており、交互運動の場合、切

り替える前に拮抗筋の活動の準備がなされており、それが筋の収縮スピードの早さにつながった可能性がある。今後、筋電図学的な検討を加えていきたい。今回の実験では、180deg/sec と中速度での実験であり、Sherrington のいう経時誘導は発揮できなかった可能性が高い。今回の結果を踏まえて、各パターンの角速度や回数の影響、および筋電図学的な考察も加え、更なる研究を行ってきたい。

引用文献

- 1) Sherrington.C.S.:The integrative action of the nervous system.2nd ed.Yale Univ.Press..New heaven.1947.
- 2) 富田浩, 池田由美, 新田収他: ヒトの随意運動における経時誘導の効果. 理学療法学学会特別号 23 : 14, 1996
- 3) 渡会昌広ほか: 膝関節伸筋収縮直前の拮抗筋収縮が動筋の発生筋トルクに及ぼす影響 第 5 回東京保健科学学会学術集会抄録集, p 26, 2000
- 4) 秋山純和: PNF ノート. P13, アイベック, 2001
- 5) 細田多穂, 柳沢健: 理学療法ハンドブック 改訂第 2 版. p 353, 共同医書出版社, 1993
- 6) 山元総勝: 神経筋促通手技. 長崎大学公開講座資料
- 7) 柳沢健, 乾公美: PNF マニュアル. 南江堂, 2001

日本PNF研究会会誌投稿規定

投稿要綱

1. 本誌への投稿資格は本研究会会員とする。ただし、原稿依頼に関してはこの限りではない。
2. 研究や調査の際に、倫理上人権上の配慮がなされていること。
3. 原稿は未発表のものに限る。(投稿中の原稿も対象外とする)。
4. 原稿は次のカテゴリーのいずれかに分類する。
 - ・総説、研究や調査論文の総括および解説
 - ・研究と報告：明確な構想に基づき、研究調査結果をまとめたもの（事例報告等も含まれる）
 - ・その他
5. 投稿原稿の採否は、査読後に本研究会の編集委員会において決定する。
6. 審査の結果は投稿者に通知する。
7. 原稿の分量および形式は以下の通りとする。
 - 1) 和文原稿はパソコンまたはワープロ（テキストファイル形式保存）を用い、A4版横書き、縦40行／横40字の1,600字分を1枚とし、引用文献、図表、写真等を含み、本文の合計が7枚(11,200字相当)以内とする。1,600字用紙で3枚程度の短報も可能。
 - 2) 英文原稿の場合は、ダブルスペースでパソコンまたはワープロ（テキストファイル形式保存）を用いて、引用文献、図表、写真等を含み、A4版横書き15枚以内とする。
 - 3) 図表、写真等は、それぞれ1枚につき400字分と換算し、合計5枚以内とする。図は製版できるよう作成し、表はタイプまたはワープロにて作成する（フロッピーに保存して添付のこと）。写真は白黒を原則とし、カラー写真印刷の場合は実費負担とする（デジカメ使用でフロッピー等保存が望ましい）。
8. 原稿の執筆は次の号に従うものとする。
 - 1) 原稿の表紙に、表題（和文/英文）、著者名（日本字/ローマ字）、所属機関名（日本語/英表記）、希望する原稿のカテゴリー（原著/短報/報告/その他）を明記する。原稿本文には、和文の要旨（400字以内）と、キーワード（5語以内）、本文、引用文献、英語要旨（300語以内のAbstractを必ず添付）、Keywords（5語以内）の順に記載し、通し番号を付け、図表および写真を添付する。
 - 2) 図表および写真は1枚ずつ別紙とし、それぞれの裏に通し番号と著者名を記入する。図表および写真の表題や説明は、別紙1枚に番号順に記入する、また原稿中の図表および写真の挿入箇所については、欄外に朱書きする。
 - 3) 年号は原則として西暦を使用し、外国語、外国人名、地名等は原語もしくはカタカナ（最初は原綴りを併記のこと）で書く。略語は本文中の最初に出たところでフルネームを入れる。
 - 4) 引用文献の記載方法
 - ①本文中の該当箇所の右肩に、順に 1), 2), の通し番号を付し、文末に番号順に掲げる。
 - ②雑誌の場合
著者名.題名.雑誌名.巻(号).引用ページ.発行年.の順に記載する。
 - ③単行本の場合
著者名.題名.監修ないし編集者.書名.版数.引用ページ.発行社名.発行地.西暦発行年.の順に記載する。
 - ④著者名が4名以上の場合、3名連記の上、○○○他、または○○○et al.とする。
9. 原稿はパソコンまたはワープロ（テキストファイル形式保存）で作成し、正原稿1部とそのコピー1部、所属および著者名を削除した副原稿2部、合計4部を提出する。また3.5インチフロッピーディスク、MO,CD-ROM（氏名、ファイル名、使用ソフト名等を明記）と、所定の投稿票と投稿承諾書を添付する。
10. 修正後の原稿提出の際には、修正原稿1部とそのコピー1部、修正副原稿（所属、著者名を削除）2部、修正後の3.5インチフロッピーディスク、MO,CD-ROM（氏名、ファイル名、使用ソフト名を明記）、査読済みの元原稿（コピー）2部を添えて提出する。
11. 著者校正は1回とする。またページ数の変更にあつたような大幅な変更は認めない。
12. 採択した原稿およびフロッピー等は原則として返却しない。
13. 原稿の送付先：日本PNF研究会学術誌編集委員長
〒180-0023 東京都武蔵野市境南町 3-15-5 TEL 0422-39-4688
覚張 秀樹 宛（アドレス gaku3@twcpe.ac.jp）
14. 本誌に掲載された論文の著作権は「日本PNF研究会」に帰属する。

以上

PNF 研究会

第 3 巻 第 1 号

2003 年 3 月 31 日発行

編集・発行 日本 PNF 研究会

〒734-8551 広島県広島市南区霞 1-2-3

広島大学医学部付属病院 リハビリテーション科

日本 PNF 研究会 (JPNFA) 事務局

E-mail jpnfa@dion4.enjoy.ne.jp