

PNF リサーチ

— PNF Research —

日本 PNF 研究会会誌

Vol.2 No.1 2002

目 次

□ 研究と報告

- | | | |
|---|---------|-----|
| 荷重刺激が足関節位置覚再現性に与える影響 | 渡邊裕之・他 | …1 |
| PNF パターン施行が運動関連脳電位に及ぼす影響 | 横尾正博 | …7 |
| 位置の違いによる下肢の対角線運動の筋活動状況の分析 | 獅子内善徳・他 | …12 |
| 筋電図を用いた PNF における正常なタイミングについての検討 | 筒井稔久・他 | …17 |
| 固有受容性神経筋促通法による骨盤の後方下制の
ホールド・リラックスが上肢障害関節に及ぼす効果 | 新井光男・他 | …22 |
| 脳卒中後片麻痺患者の患側の骨盤の後方下制が
患側上肢に及ぼす即時効果 | 名井幸恵・他 | …27 |
| スロー・リバーサル及びホールド・リラックスが
肩関節自動屈曲角度に及ぼす影響 | 田中良美・他 | …32 |
| 神経筋促通法 (PNF) 教授活動に筋電図を用いる試み | 秋山純和・他 | …37 |

□ ケーススタディ

- | | | |
|---|-------|-----|
| 発症後 10 年経過した脳卒中片麻痺患者に対する
PNF アプローチの試み
～歩容の改善ならびに持久力に着目して～ | 木村 智子 | …42 |
|---|-------|-----|

□ 教育講演

- | | | |
|------------|------|-----|
| 片麻痺患者の歩行訓練 | 高橋 護 | …47 |
|------------|------|-----|

荷重刺激が足関節位置覚再現性に与える影響

The effect of weight bearing on the reproduction of set joint angle test of the ankle joint on weight bearing .

渡邊 裕之^{1) 2)}白井 正樹¹⁾池田 憲昭³⁾

Hiroyuki Watanabe

Masaki Shirai

Noriaki Ikeda

要 旨: 本研究は荷重刺激の有無が足関節角度の再現誤差角度に与える影響について検討することを目的とした。対象は平均年齢 27.6 ± 9.6 才の成人健常男性 4 名、女性 11 名である。測定は坐位でおこない、下腿自重のみによる非荷重時と 5Kg 重錘を膝関節上に乗せた荷重時とで行い、他動的に足関節を設定角度（足関節背屈 5° 、底屈 20° ）に合わせ、被検者が角度を認識した後に自動運動により角度を再現させた。底屈 20° の再現誤差角度は非荷重位で $3.5 \pm 2.3^\circ$ 、荷重位で $2.1 \pm 2.0^\circ$ であり、有意差 ($P < 0.05$) が認められた。背屈 5° の再現誤差角度は非荷重位で $0.8 \pm 0.4^\circ$ 、荷重位で $1.2 \pm 0.6^\circ$ であり、有意差は認められなかった。足関節位置覚再現性において荷重刺激が底屈位の再現誤差角度を有意に減少させた。荷重刺激は関節の感覚機能に対して影響を与える可能性が示唆された。

Key Word: 足関節・固有感覚・関節位置覚

Abstract: The purpose of this study was to investigate the effect of weight bearing on reproductive angle of the ankle joint. The subjects were healthy adults (4 males and 11 females, mean age: 27.6 ± 9.6 yrs). The measurement was performed at sitting position and with or without 5kg weight on knee joint. The angle reproduction was tested at 5 degree dorsiflexion (DF) and 20 degree plantarflexion (PF). The reproduction of absolute error at DF were 3.5 ± 2.3 (without weight) and 2.1 ± 2.0 (with weight), that was significant difference ($p < 0.05$). The reproduction of absolute error at PF were 0.8 ± 0.4 (without weight) and 1.2 ± 0.6 (with weight). These results suggest that weight bearing affects the proprioception of the joints.

Key words: ankle joint, proprioception, joint position sense

はじめに

関節を構成する軟部組織の一つである靭帯は関節の安定化に寄与している。靭帯は機械的に関節の安定化を図るだけではなく固有感覚受容器を介して神経・筋の作用を利用し、関節の安定化を担っている。関節のもつ可動性を越えるような刺激が加わった場合、靭帯や関節包等に存在する固有感覚受容器が反応し、それ以上により関節が損傷を受けないように神

経・筋を介して関節の安定化、保護の作用を発揮するのである。したがって靭帯損傷が発生すると、機械的安定化作用のみならず、神経系を介した関節安定化の作用をも失ってしまうことになる。従来、関節安定化の作用をもたらす固有感覚機能は関節位置覚、運動覚の評価で行われてきた。中でも関節位置覚再現性は関節角度の再現誤差角度により定量的に評価することが可能であり、肩関節、膝関節を中心に多くの研究が行われてきた^{1,2)}。

1) 東芝林間病院 リハビリテーション科
Department of Rehabilitation, Toshiba Rinkan Hospital

2) 北里大学 大学院
A graduate school, Kitasato University

3) 北里大学 医療衛生学部
School of Allied Health Sciences, Kitasato University

関節位置覚再現性は計測される再現誤差角度によって靱帯の持つ感覚機能を定量的に評価している。しかしながら靱帯の持つ感覚機能を評価しようとしているため、他の感覚器からの入力を最小にする努力がなされてきた。特に皮膚から受ける情報は大きいため、足底部が接地して評価することは足底皮膚に存在する固有感覚受容器からの情報を増やすことにつながる。その結果、靱帯や周辺軟部組織個々の固有感覚機能を評価することは可能であるとしても、運動時の関節安定性やパフォーマンス発揮時の感覚機能としての固有感覚機能を評価することは現在のところ困難である。

一方、PNF(固有受容性神経筋促通手技)では関節の圧縮を手技の中に多く用いている。関節圧縮を加えることにより、筋の活動性向上や促通効果を期待しているのだが、これらの生理的反応にも固有感覚受容器が関与しているものと考えられ、運動時における協調性にも影響を及ぼしているはずである。したがって、運動と固有感覚との関連性について考えるならば、足底皮膚の接地した状態や荷重位における感覚機能評価が必要である。そこで本研究では足関節位置覚再現性評価の1つとしておこなう際に荷重刺激の有無が再現誤差角度に与える影響について検討することを目的とした。

対象

外傷による足関節の靱帯不全や拘縮、神経性の疾患を持たない成人健常男女16名(男5名、女11名)を対象とした。平均年齢は 29.6 ± 9.2

才であった。全例で右足関節を被検肢とした。

方法

本研究では足関節の底背屈運動中回転軸を中心にプレートが回転し、プレート上に足部を置くことにより、内外反運動を伴わずに底背屈運動を行える自作の測定装置を用いた。被検者の測定肢位は端座位であり、股関節、膝関節は90度屈曲位とし足関節の測定開始位置は中間位とした。足関節の配置は被検者がプレート上で底背屈運動を行った際に抵抗感を感じることなくできる位置を探索し決定した。

関節角度の計測は電気角度計(日本光電社製Leg-1000)を用いた。電気角度計の取り付けは下肢と足部の内側面とし、移動軸は脛骨と第1趾末節骨長軸とした。電気角度計の回転中心軸は踵部内側面に両面テープを用いて取り付けられた(Fig-1)。サンプリング周波数500Hzにてデータ収集し、A/D変換ボードを介してパーソナルコンピュータ内に取り込んだ。なお被検者にはアイマスクとヘッドフォンを装着させ、計測時における視覚と聴覚の遮断をおこなった(Fig-2)。



(Fig-1)



(Fig-2)

被検者に対する測定条件として2種類の荷重設定を行った。一方は下腿自重のみによる非荷重状態であり、他方は5 kgの重錘を膝関節上に乗せ荷重負荷を加えた状態である。位置覚再現性の設定角度は底屈20° 背屈5° とした。最初検者が他動的に設定角度に合わせ、被検者により角度が認識されたところで一旦中間位に戻す。次に被検者に設定角度を自動運動にて再現させ、設定角度との誤差を計測した。設定角度と再現角度の差である再現誤差角度の比較には絶対誤差を用いた。測定条件間の比較はWilcoxonの順位和符号検定を用い、有意水準は5%とした。

結果

位置覚再現性の誤差範囲分布をFig-3、4に示す。0° は設定角度との誤差が存在しないことを示し、プラス側は再現角度が overshoot し、マイナス側では undershoot を示している。底屈20° では非荷重時において-8.5~1.5° の範囲で正規的分布が見られ、全体として undershoot

する傾向が見られた。荷重時には-6.5~3° の範囲に分布していたが、0° 付近に分布が集中すると同時に overshoot する例が増加した。背屈5° では非荷重時において-1.25~1.75° の範囲に分布していた。荷重時には-1~2.25° の範囲に分布していた。全体の傾向として undershoot と overshoot の例が同程度見られた。全体の傾向として底屈位非荷重時には undershoot する傾向が見られ、底屈位荷重時には並びに背屈位では undershoot と overshoot が同程度見られた。

荷重と非荷重における再現誤差角度の比較では底屈において非荷重時で $3.5 \pm 2.3^\circ$ であり、荷重時には $2.1 \pm 2.0^\circ$ であった。荷重時には非荷重時に比較して有意に低値を示した。背屈では非荷重時が $0.8 \pm 0.4^\circ$ 、荷重時には $1.2 \pm 0.6^\circ$ であった。荷重時と非荷重時との間に有意な差は認められなかった。(Fig-5)

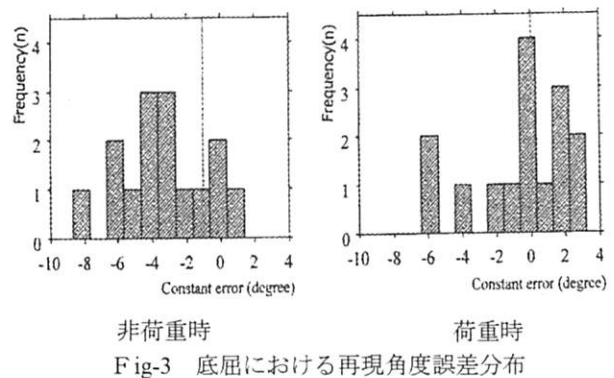


Fig-3 底屈における再現角度誤差分布

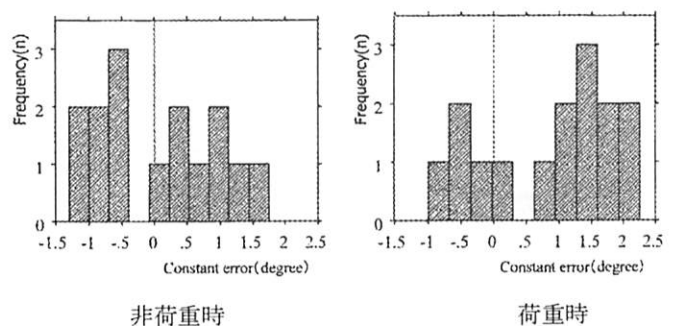


Fig-4 背屈における再現角度誤差分布

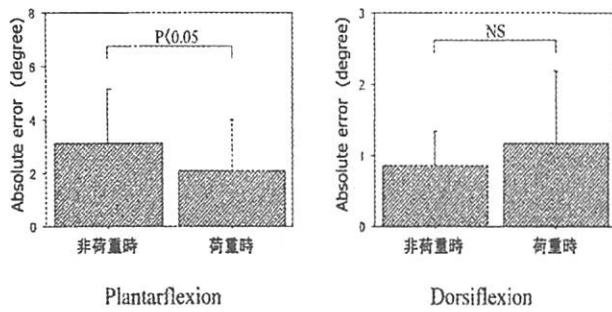


Fig-5 荷重刺激の有無による再現角度誤差の変化

考察

①関節位置覚再現角度の分布

底屈における再現角度の分布は設定角度に対し undershoot し、背屈では設定角度を中心に一樣に分布する傾向が見られた。関節位置覚の再現性は設定角度により影響を受けることが報告されており、Clark ら³⁾は関節運動を行った際に、可動域終端近くにおいて関節受容器が発火すると述べている。靭帯に存在するメカノレセプターが中央部分よりも骨への付着部に近いところに多く、関節に侵害となる可動域終端へ達した時に関節保護の作用が働くためと考えられる。また、平野ら⁴⁾は人の膝関節の位置覚再現性を計測し 15°、45°、75°の角度を設定角度として行った。その結果 45°付近を境界に再現角度の大小関係に変化が生じると述べており、角度依存性があることを報告している。本研究では非荷重位底屈 20°において undershoot するケースが多く、背屈では荷重位、非荷重位のどちらにおいても傾向が見られなかった。底屈では 20°と全可動域の 50%程度であるのに対し、背屈では 5°の 25%程度で関節可動域終端ではなく、むしろ平野らの報告

にある中間位関節にも角度依存の閾値があるとする結果を反映したものと考えられた。また、人が知覚できる最小の再現誤差角度は 3°との報告もあり⁵⁾、背屈角度の設定角度が 5°であったのは知覚できる最小値に近かったため大きくばらついたものと考えられた。

②荷重刺激による再現誤差角度の減少について本研究では荷重刺激が加わることにより、底屈方向では有意に再現誤差角度が減少した。柳澤ら⁶⁾によれば荷重刺激が加わることによりヒラメ筋 H 波の上昇が見られており、Hakan⁷⁾らは関節圧縮に伴って関節の安定化作用を述べている。これらは関節圧縮に伴う関節周囲筋群の活動性向上により、静的のみならず動的にも関節安定化作用を発揮しているものと考えられる。関節圧縮により関節周囲に存在する固有感覚受容器が刺激され脊髄を介して関節周囲筋群の筋張が増加させられ、筋紡錘やゴルジ腱器官等が 2 次的に固有感覚受容器として介入してきたものと考えられる。位置覚再現性による固有感覚の評価を行う場合、自動運動で再現する方法と他動運動で再現する方法があるが、自動運動による場合の方が再現誤差角度の小さいことから筋に存在する固有感覚受容器の介入が考えられる。さらに関節包内に生理食塩水を注入し関節内圧の上昇させると、メカノレセプターの活動性増加が見られたことを報告している^{8,9)}。関節内圧の上昇により関節包に伸張刺激が加わり、関節包内に存在する固有感覚受容器が刺激されたものと考えられる。同様の関節内圧の上昇・下降は関節運動や荷重刺激によって生じ、パフォーマンス

の変化による関節内圧変化に応答しているものと考えられる。したがって、関節圧縮の有無やタイミングは正常な動作あるいは筋活動を導く指標になるものと考えられる。PNFにおいても条件に応じた関節圧縮の手技が用いられているが、荷重動作を前提とする動作の促通に対して適応となると考えられる。

関節位置覚再現性による関節固有感覚の評価は従来、皮膚からの刺激を極力除去する手技が考えられてきた。皮膚に存在する固有感覚受容器は関節位置覚に大きく影響し、運動負荷を与えた時の圧刺激により位置覚情報を知覚する。特に足底部には多数の固有感覚受容器が存在し、立位時におけるバランス反応に関連することが報告されている¹⁰⁾。足底部の固有感覚受容器は母趾、MP関節部、踵部に多く存在し、外乱の加わったときや歩行時の足圧分布の変化を知覚する¹¹⁾。プレート上に足底を接地させた状態における底背屈運動では、底屈時や背屈時に足底部の圧分布に不均衡が生じる可能性があり、位置覚再現性に影響するものと考えられる。したがって足底を接地させることにより足底部からの感覚情報を得ているものと考えられるが、運動時における感覚系の関与を再現させるためには足底部からの入力を含めて評価すべきであろう。PNFにおいても closed kinematics chain における治療手技があるが、正常な動作を構築するために感覚系からの刺激条件を明確にする必要があると思われる。関節位置覚再現性は関節の持つ固有感覚を定量的に計測することが可能であり、さらに荷重を加えることで運動動作時における感覚系の評

価の一助となる可能性がある。

まとめ

- 1、荷重刺激が足関節位置覚再現性に与える影響について調査を行った。
- 2、底屈位では荷重時において、有意に再現角度誤差が低かった。
- 3、背屈位では荷重の有無による再現誤差角度の差は認められなかった。
- 4、荷重刺激は関節位置覚再現性において再現角度誤差を減少させる可能性があり、関節位置覚機能へ関与することが考えられた。

参考文献

- 1) Lephart SM. Reestablishing proprioception, kinesthesia, joint position sense, and neuromuscular control in rehabilitation. In: Rehabilitation Techniques in Sports Medicine. William E Prentice. 118-137. 1994
- 2) Lars G et al. Joint position sense is not changed after acute disruption of the anterior cruciate ligament. Acta Orthop scand. 70.194-198, 1999.
- 3) Clark FJ, Burgess PR. Slowly adaptation receptors in cat knee joint : can they signal joint angle J Neurophysiol. 38. 1448-1463, 1975.
- 4) 平野 弘之、萩野 利彦、杉原 敏道. 他動運動で体験した膝関節角度を再現する動作の正確性に関する研究 ―関節角度の違いが再現能力検査の正常値に与える影響―. 総合リハ. 26. 475-477. 1998.
- 5) Horch KW et al. Awareness of knee joint angle

- under static condition. J Neurophysiol 38 .
1436-1447. 1975.
- 6) Yanagisawa K, Fujiwara T, Takagi A. Effects of joint approximation for lower extremities in normal adult subjects and hemiplegic patients. 10TH International Congress of the WCPT. Proceedings. 590-593. 1987.
- 7) Hakan Johansson. Chapter 1 Peripheral afferents of the knee: their effects on central mechanisms regulating muscle stiffness, joint stability, and proprioception and coordination. Scott M, Lephart, Freddie H. Fu. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. 5-16. Human Kinetics. USA. 2000.
- 8) Ferrell WR . Discharge characteristics of joint receptors in relation to their proprioceptive role. Mechanoreceptors. 383-388. Hnik P ed., Plenum Press. New York .1988
- 9) Ekholm J et al. On the reflex effects from the knee joint of the cat. Acta. Physiol Scand 50. 167-174. 1960.
- 10) 稲村欣作 他. タピログラムの低周波成分について: 約1分前後の周期を持つ周波数成分と機械的受容感覚情報との関わり、姿勢研究5. 1-11. 1986.
- 11) 本部紹一. 足底軟部組織における知覚神経終末の形態ならびに分布に関する研究. 日整会誌. 41. 275-287. 1967.

PNFパターン施行が運動関連脳電位に及ぼす影響

Influence of PNF Pattern Performed on Movement-Related Cortical Potential.

横尾正博¹⁾

Masahiro Yokoo

要 旨: 上肢PNFパターンの結果に伴う運動関連脳電位（以下MRCP）を記録し、脳内からみたPNFの有効性を検討した。健常成人被験者をPNF施行群（12名）と操作を加えない比較対照群（12名）に分類した。PNF施行群は手関節背屈筋を促通するため、右上肢屈曲・外転・外旋パターンを10回施行し、その後5分間の安静、対照群はそのまま5分間の安静。両群安静後、右手関節背屈をトリガーとしたMRCPを記録した。加算平均して得られた波形をディスプレイ上で視察的にMRCPの各成分を識別し、Shibasaki等の提唱するBP、NS'の起始点潜時および振幅を両群で比較した。その結果、PNF施行群においてBPの起始点潜時が対照群より有意に短縮していた。またBP振幅、NS'起始点潜時および振幅について両群に有意差はなかった。以上のことからPNFパターンは、その後の自発運動に対する脳内の準備状態を短縮させることが示唆された。

Key Word: PNFパターン、運動関連脳電位、準備電位

Abstract: We made the following experiment and examined how PNF Pattern worked inside the cerebellum. In the experiment, we divided the non-handicapped subjects into two groups: PNF Operation Group(N:12) and Comparison Group(N:12). The Comparison Group received no PNF operation. The subjects in PNF Operation Group repeated a pattern of exercises ten times. The pattern included the flexion, the abduction and the external rotation of the right-sided upper limb. It was to enhance the extensor muscles for wrist joint. Following the exercises, the subjects had a five(5) minute interval for a rest. The comparison group had a five minute's rest instead of exercises. After the both parties took the five minutes' rest, we measured MRCP with their right wrist joint extension as the trigger.

We examined visually the averaged wave pattern out of the obtained values on the computer screen and determined each of the elements of MRCP(Movement-Related Cortical Potentials). Then, we compared the data from the both parties by use of starting points between BP and NS', advocated by Shibasaki et al, and of the amplitude between them.

As the result, we found that the starting point of BP in PNF Operation group got shorter than that of Comparison group. We also found little remarkable difference in BP amplitude, NS' s starting point and its related amplitude between the both parties.

Thus, the experiment showed that PNF Pattern shortened the preparation span for spontaneous activities which took place in a later time.

Key words: PNF pattern, Movement-Related Cortical Potentials(MRCP), Preparatory potentials

はじめに

固有受容器性神経筋促通手技（proprioceptive neuromuscular facilitation；以下PNF）の有効性に関しては運動開始肢位での筋電図反応時間の測定^{1,2)}や、H波の検索^{3,4,5)}、脳波

の変化^{6,7)}などにより論証されている。しかしこれらはいずれも他動的にPNF促通肢位に保持したときの検証であり、PNFパターン施行後の反応ではない。またPNF促通パターンがその後に行う随意運動にどのような影響を及ぼすのかという報告もあまり見受けられな

¹⁾ 柳川リハビリテーション学院 理学療法学科

RPT: Department of Physical Therapy Yanagawa Rehabilitation School.

い。そこで今回、上肢PNF促通パターン後の脳活動を知る手掛かりのために運動関連脳電位 (movement-related cortical potential; 以下MRCP) を記録した。MRCPとは事象関連脳電位のひとつであり、ある一定の随意運動を一定間隔で自発的に行わせ、同時に脳波を記録し、その主動筋の表面筋電図の立ち上がりトリガーとして運動開始前後の脳波を加算平均して求めるものである。このようにMRCPは自発的に運動を行う前後の脳活動を求める検査であることが最大の特徴である。

本実験ではPNFパターンで促通された筋をトリガーとしたMRCPを記録し、脳活動からみたPNFの有効性を検討した。

対象

柳川リハビリテーション学院、理学療法学科に所属する健常成人 24 名を被験者とした。これらの被験者をPNF施行群 12 名 (男性 8 名、女性 4 名、平均年齢 22.1 ± 3.1 歳) と操作を加

えない比較対照群 12 名 (男性 5 名、女性 7 名、平均年齢 21.5 ± 3.5 歳) の 2 群に分類した。全員右利きであった。また年齢の影響を除外するため、両群の年齢に有意差が生じないように設定した。

方法

被験者を静かな部屋のベッドに背臥位にし、PNF施行群は右手関節背屈筋群を促通するため、同側上肢屈曲・外転・外旋、肘伸展位パターンを 10 回施行し、その後 5 分間の安静臥位をとった。PNFパターン施行はすべて同一検者が行った。抵抗は最大抵抗、口頭指示は「アゲテ」、抑揚もできる限り統一した。また視覚からの刺激が入らないように運動中は天井を凝視させた。操作を加えない対照群は背臥位のまま 5 分間の安静をとった。各群安静後、右手関節背屈に伴うMRCPの記録をそれぞれ行った。天井の任意の 1 点を凝視させ、自らのペースで 4~6 秒に 1 回の割合で右手関節の随的

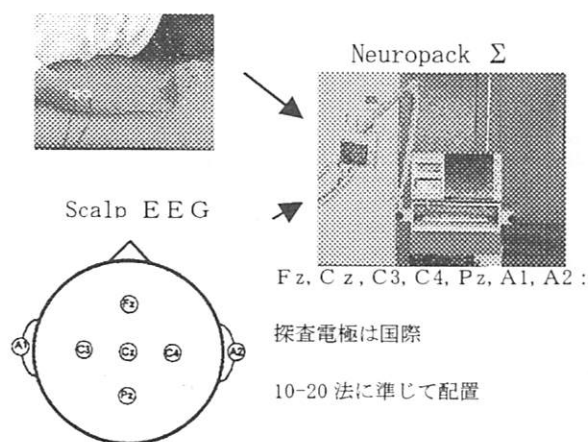


図1 実験ブロック図

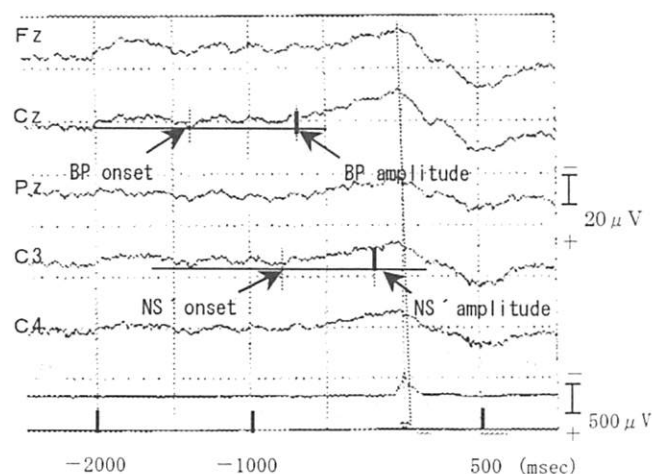


図2 MRCPの加算平均波形

(PNF施行群 男性 26 歳)

な背屈を反復して行わせた。背屈は肘伸展・前腕回内位で手掌が床面の位置から行き、各個人の最大位とした。運動の起始点を明確にするため、背屈運動はできるだけ速やかに行わせ、運動時以外、右上肢は弛緩させ、その他の身体部位の運動もしないよう指示した。さらに、背屈運動時に瞬きをしないこと、記録中は呼吸によるアーチファクトの混入を避けるため深呼吸をしないことを指示した。実験ブロック図を図1に示した。脳波は、日本光電社製ニューロパックΣを使用し、Fz, Cz, Pz, C3, C4から銀塩化銀皿電極にて単極導出した。不関電極は両側耳朶連結とした。低周波フィルターを0.05Hzに、高周波フィルターを50Hzに設定し、電極抵抗を5kΩ以下とした。トリガーとなる筋電図は右長・短橈側手根伸筋筋腹上に約3cm間隔に置いた表面電極から導出し、低周波フィルター10Hz、高周波フィルター3kHzで記録した。有効データを50回加算平均して得られた波形をディスプレイ上で視察的にMRCPの各成分を識別した。識別した各成分のうち、Bereitschaftspotential(BP)および、Negativeslope(NS⁻)の2成分を分析した。

図2にPNF施行群の被験者男性の加算波形を示した。BPは運動開始の1,000msec前に出現する電位とし、基線に対する傾きを視察的に求め、陰性電位の出現した時点をBPの起始点とした。NS⁻は運動開始800msec前～300msec前の間において出現する電位とし、BPに対し陰性電位の傾きがより急峻となる時点を視察的に求め、これをNS⁻の起始点とした。また、BPの振幅はBPの起始点の電位と

BPがピークに達した時点の電位の差とした。同様にNS⁻の振幅も起始点とピーク時の電位の差とした。このようにして得られた両群のMRCPのBPとNS⁻の起始点潜時および振幅をt検定を用いて検討した。また、有意差の判定は危険率5%以下を有意差ありとした。

結果

BPはCzに、NS⁻は運動と対側のC3に明瞭に出現し、これは全例を通じて同様であった。そこで比較検討はこの部位からの導出を用いた。両群のBPとNS⁻の起始点潜時および振幅の平均値を表1に示した。BPの起始点潜時において有意に差を認めた。(P>0.01)また、BPの振幅、NS⁻の起始点潜時および振幅について両群に有意差はなかった。

表1 BP, NS⁻の起始点潜時・振幅の平均値と標準偏差

	PNF施行群	対照群	P値
BP 起始点潜時 (msec)	-1230±167.9	-1549.5±202.0	P<0.01
BP 振幅 (μV)	10.9±4.7	9.5±2.2	NS
NS ⁻ 起始点 (msec)	-491.7±94.5	-542±62.8	NS
NS ⁻ 振幅 (μV)	6.2±2.1	5.8±2.4	NS

考察

脳波の変化からみたPNFの有効性に関してはChidaら⁶⁾、Hosokawaら⁷⁾の報告がある。一側上肢をPNF肢位に保持すると、基本肢位

に比べ脳波の α 波が速波化し、脳波等電位図による検索でも α バンド・パワーの増強を生じる。これらの報告から、PNF 運動開始肢位は皮質の神経代謝エネルギーの増加や脳血流量の増加により、中枢覚醒を生じ覚醒レベルを高めるとされている。しかしこれらはあくまでも PNF 運動開始肢位の結果であり、パターン施行後のパフォーマンスに与える反応ではない。そこで今回、MRCP を用いることで、PNF 施行後の自発運動の遂行における一連の脳機能過程を時間的に分解して捉えることができた。脳波を用いた運動機能の検索は、記録上の侵襲性がなく、設備は他の脳機能諸検査に比較して安価であることなどから、応用しやすい検査である。得られた波形には運動の企図、準備から出力前後までの情報が順序よく含まれると考えられ、それらは現在のポジトロン断層法 (positron emission tomography ; PET)、機能的 MRI (functional MRI ; fMRI) では得られぬ情報である。そのうち、MRCP は反復して随意運動を行う際の準備と実行に関する脳機能を反映すると考えられている。⁸⁾ その波形構成成分にはいくつかの命名法があるが⁹⁾、Shibasaki ら¹⁰⁾ は随意運動に先行する陰性緩電位を早期緩徐相である BP 成分と、後期急峻相である NS⁺ 成分に 2 分することを提唱した。本研究では Shibasaki らの方法¹¹⁾ に準じて BP および NS⁺ の 2 成分について検討した。これらの成分の発生源は、難治性てんかん患者に植え込んだ硬膜下電極より記録した右手中指伸展運動に伴う MRCP の解析により明らかになっている。BP は両側の運動

感覚野と両側の補足運動野の興奮に起源を有し、NS⁺ は運動と対側の運動感覚野と両側の補足運動野の興奮に起源を有していることが知られており¹²⁾、そのなかでも、特に補足運動野が随意運動の準備に関係し、運動が複雑になるほどその関与が強くなると報告されている¹³⁾。また複雑な運動や協調運動では単純な運動に比べ、BP はより早期に出現し、振幅は増大することが知られている^{14,15)}。これらのことより、PNF 群において、BP の振幅、NS⁺ の起始点潜時・振幅には変化を認めず、BP 起始点潜時が短縮したことを考察すると PNF パターンにより促通された筋の随意運動は、対照群に比べ細く運動の関与が弱くなり、運動の準備状態が短縮したこと考えられる。つまり手関節を背屈しようとする際、その筋収縮に先行する脳内のプログラミング作業が短縮し、より単純な運動になったと推察できる。この原因は PNF 試行により脳血流量が増大し、その影響が 5 分後にも持続したのでないかと考えられるが、その正確な基序今回の実験からは分からなかった。一方健常者でも加齢により左右差が小さくなったり¹⁶⁾、BP 起始点潜時および振幅が増加し、NS⁺ が明瞭になる傾向がある¹⁷⁾との報告もあるが、今回は両群の年齢に有意差がないため、年齢の影響は除外できる。

以上のことより、PNF パターンは、その後の自発運動を行うきっかけに関して大脳皮質活動からみても有効的であることが示唆された。

参考文献

- 1) Nakamura, R. & viel, E.: The influence of position changes in the proximal joint on EMG-recorded reaction time on key muscles in the human extremity. Proc. W C P T 7th Congr. pp.119~123, 1974
- 2) Fujita, M.・Nakamura, R.: The effect of PNF positions of the upper extremity on rapid knee extension. Tohoku J.exp Med., 150 : 31~35, 1986
- 3) 柳澤健・他：上肢 P N F 肢位のヒラメ筋 H 波に及ぼす影響. 理学療法学, 16: 19~22, 1989
- 4) 柳澤健・他：上肢 P N F 肢位の行動覚醒への影響. 理学療法学, 18(2) : 143-144, 1991
- 5) 富田浩・他：上下肢の回旋肢位がヒラメ筋 H 波に及ぼす影響. 理学療法学, 4 : 175~177, 1995
- 6) Chida, T. & Nakamura, R.: E E G changes induced by passive postural changes. J .Human ergol. 12: 217~218, 1983
- 7) Hosokawa T et al: E E G activation induced by facilitation position . Tohoku J Exp Med 147:191-197, 1985
- 8) 矢澤省吾・他：運動関連脳電位を用いた手の運動制御とその異常の検索. 神経進歩, vol.42, No.1: pp146~155, 1998
- 9) Shibasaki H: Movement-related cortical potentials. In Evoked Potentials in Clinical Testing, 2nd ed, ed by Halliday AM, Churchill Livingstone, Edinburgh, 1993, pp523-537
- 10) Shibasaki H et al: Components of the movement-related cortical potentials and their scalp topography. Electroenceph Clin Neurophysiol 49: 213-226, 1980
- 11) Shibasaki H et al: Cortical potentials associated with voluntary foot movement in man. Electroenceph Clin Neurophysiol 52: 507-516, 1981
- 12) Neshige R et al :Recording of movement-related potentials from scalp and cortex in man. Brain 111: 719-736, 1988
- 13) 音成龍司：運動関連脳電位. 神経内科 32 : 255-264, 1990
- 14) Simonetta M, et al: Bereitschafts potential in a simple movement or in a motor sequence starting with the same simple movement. Electroenceph Clin neurophysiol 81 : 129-134, 1991
- 15) Kitamura J. et al: Enhanced negative slope of cortical potentials before sequential as compared with simultaneous extension of two fingers. Electroenceph Clin Neurophysiol 86 : 176-182, 1993
- 16) Neshige R, et al: Cortical potential shifts preceding voluntary movement are normal in parkinsonism. Electroenceph Clin Neurophysiol 63: 340-348, 1986
- 17) 平田晃久・他：時計誘導法による歩行開始時の運動関連脳電位. 理学療法学 26(1) : 22-26, 1999
- 18) 柳澤健・他：P N F マニュアル. 南江堂, 2001

位置の違いによる下肢の対角線運動の筋活動状況の分析

Analysis of the EMG activities of diagonal motion of lower limbs occur by the difference in a position

獅子内 善徳^{1,2)}秋山 純和³⁾

Yoshinori Shishinai

Sumikazu Akiyama

要 旨：本研究では、神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation;以下 PNF）の基礎研究として、空間的な位置の違う下肢における対角線運動中の筋活動の状況を分析した。方法は健常男性 6 名の対象に、右下肢にて股関節屈曲・内転により構成される対角線運動を 5 秒間の最大努力での等尺性収縮にて施行した。測定は空間の位置が違う股関節屈曲 30°、内転 10° 可動する 3 本の運動ベクトル（ベクトル 1,2,3）における開始位と終了位にて、大腿直筋と長内転筋から表面筋電図にて波形を導出した。比較は筋電波形より root mean square（以下 RMS）を算出することで行った。結果は大腿直筋で開始位、終了位ともにベクトル間で差が認められず、長内転筋においてベクトル 2 に有意な低下が認められた。以上より、大腿直筋には周囲筋からの発散現象の影響が、長内転筋には運動学習の結果による筋出力の個体差の影響、さらに神経筋効率のよい関節位置の存在が示唆された。

Key Word：対角線運動・筋電図・大腿直筋・長内転筋

Abstract：The purpose of this study was analysis of diagonal motion of lower limbs of EMG activities for a basic study of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF). Six healthy man volunteers participated in the study. The subject was fixed in supine on bed. In the position, hip flexion and adduction occurred during maximum isometric by right limb. Three diagonal motion was setup (vector1,2,3). Then EMG data were measured by Rectus Femoris muscle (RF) and Adductor Longus muscle (ADD). Root mean Square (RMS) were rectified, computed. A multiple comparison (ANOVA and Kruskal-Wallis's HSD) was used to test the statistical significantly of the mean difference in four positions. As a result, the ADD data(vector2) was lower than others. It was coordinated position for ADD.

Key Word：EMG Diagonal motion Rectus Femoris Adductor Longus

はじめに

PNF はリハビリテーションにおける治療の哲学の 1 つである。PNF の哲学では、強い体節からの反応(Irradiation;発散現象)を用いて、弱い体節への協力による強化を促すことは、最適な機能の獲得を導く¹⁾としている。この哲学

に基づいた治療は固有受容器を刺激する様々な促通要素により構成され、種々の疾患へ適応となっている。

PNF おける促通要素の 1 つに螺旋的・対角線的運動パターン、つまり PNF 運動パターンがある。正常な機能の運動は四肢と体幹の協同的な集合運動により構成され、PNF 運動パター

1) 静岡リウマチ整形外科リハビリ病院 リハビリテーション室

Department of Rehabilitation, Shizuoka Rheumatism Orthopedic Rehabilitation Hospital

2) 国際医療福祉大学大学院 医療福祉学専攻 保健医療学専攻 理学療法学分野

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

ンは最適な動筋の組合せ運動から形成される¹⁾²⁾とされている。歴史上、PNF の組合せ運動の開発について、運動を構成する主要筋群の分析は解剖学書に描かれる個々の筋の走行の特徴、健常者および病的状態における筋の観察と触診ならびに最大伸張位の研究に基づいた³⁾とされている。また近年における PNF 運動パターンに関する研究では、同時収縮力の増大、反応時間の短縮、加速度の増大などの効果に関する積極的な報告⁴⁾がされている。しかしながら運動パターンの構成にはセラピストの経験と感覚に依存する部分が多く、客観性、再現性に乏しいとも言える。つまり、最適な運動パターンに関する 3 次元の空間上に運動ベクトルの存在の有無、また

主要筋群における筋活動の特徴については不明瞭であり、より科学的な根拠が求められる。

本研究では PNF 運動パターンの基礎研究として、運動の構成要素の対角線運動に着目した。今回は空間的な位置を変えた対角線運動における筋活動を分析するために、関節角度の設定を操作した運動ベクトルを筋活動によって比較を行いたいと考えた。そのために着目する対角線運動を右下肢による屈曲・内転運動として、空間上に 3 本のベクトルを股関節の関節可動域にて設定した。以上から、健常男性を対象として運動の開始位と終了位で筋電図にて大腿直筋、長内転筋の筋活動の状況を比較検討することを目的とした。

対象

対象は十分なインフォームド・コンセントにより同意が得られた、下肢に既往のない健常男性 6 名（平均±標準偏差：年齢 21.8 ± 3.7 歳，身長 $172.0 \text{cm} \pm 4.6$ ，体重 $65.8 \pm 4.8 \text{kg}$ ）であった。

方法

対象者に測定肢位として背臥位となってもらい、ベルトにて左下肢を大腿部と下腿部で固定をし、両上肢は解剖学的肢位になるように設定した。また測定肢となる右下肢は股関節内・外旋中間位、膝関節屈曲 0 度位、足関節最大背屈位となるように指示を与えた。なお、測定肢の屈曲角度をベッドの傾斜角度にて、外転角度をゴニオメータにて設定し、常にベッドにつけておくように指示を与えた。これは測定肢の不動性を対象者にフィードバックをかけることを目的とした。

対象とした対角線運動は股関節の屈曲・内転運動であり、2 次元上において屈曲 30 度・内転 10 度可動する 3 本の運動ベクトルを近位より順にベクトル 1,2,3 と設定した。また、それぞれのベクトルの開始位を股関節屈曲 0 度での外転 10,20,30 度位として、終了位を屈曲 30 度での外転 0,10,20 度位と設定を行い、計 6 肢位を測定部位とした。

測定筋は大腿直筋、長内転筋として、表面筋電図を双極誘導とするために、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

行と平行に貼付した。なお、アース電極は上前腸骨棘と腓骨小頭の隆起部に貼付した。

測定は抵抗部位を脛骨内果の前内方とし、マイクロ FET2（製造元:Hoggan Health Industries Inc. 輸入販売元:株式会社メディックス）を用いて徒手抵抗を加え、各測定部位にて最大努力での等尺性収縮を行わせた。計測は5秒間にてランダムに2回行い、疲労を考慮して施行間に2分以上の休息を入れた。なお、マイクロ FET2 から得られた Newton 値（以下 N 値）は参考として筋力値の指標にした。

筋電計（日本光電社製 Polygraph System）により導出された波形は A/D 変換器(Power Lab)を使用し、EXCEL に取り込んだ。筋電波形が安定している3秒間から得られたデータから交流の持つエネルギーを直流値に換算した2乗平均平方根値、つまり RMS を求め、徒手筋力検査法の基づいた等尺性収縮時の RMS を100%として正規化し%RMS を算出した。

得られたデータの分析には開始・終了位別に、一元配置分散分析を用い、検定には多重比較検定（Kruskal-Wallis の順位検定）を用いた。危

険率は5%未満をもって有意と判定した。

結果

開始位・終了位における平均値の結果（各外転角度の設定における N 値, 大腿直筋の%RMS, 長内転筋の%RMS の順に表示）を順に表 1, 2 に示す。開始位の結果を示す表 1 より、ベクトル 1 で順に $219.3 \pm 45.4\text{N}$, $102.8 \pm 37.0\%$, $102.8 \pm 6.4\%$, ベクトル 2 で $210.0 \pm 31.6\text{N}$, $103.8 \pm 39.2\%$, $78.4 \pm 9.4\%$, ベクトル 3 で $209.8 \pm 29.3\text{N}$, $108.0 \pm 47.2\%$, $100.6 \pm 9.3\%$ であった。N 値, 大腿直筋の%RMS においてベクトル間に主効果が認められなかった。長内転筋の%RMS ではベクトル間での比較をすると、ベクトル 1 と 2, 2 と 3 の間にベクトル 2 で有意な低下が認められた。

また終了位の結果を示す表 2 より、ベクトル 1 で $185.3 \pm 18.5\text{N}$, $111.9 \pm 59.6\%$, $69.9 \pm 9.3\%$, ベクトル 2 で $177.5 \pm 23.8\text{N}$, $105.8 \pm 52.1\%$, $51.8 \pm 4.3\%$, ベクトル 3 で $199.3 \pm$

表 1.開始位における N 値と%RMS（平均±標準偏差）

ベクトル	Newton 値(N)	大腿直筋(%)	長内転筋(%)	
1	219.3 ± 46.4	102.8 ± 37.0	102.8 ± 6.4	* — —
2	210.0 ± 31.6	103.0 ± 39.2	78.4 ± 9.4	
3	209.8 ± 29.3	108.0 ± 47.2	100.6 ± 9.3	

P<0.05

表 2.終了位における N 値と%RMS（平均±標準偏差）

ベクトル	Newton 値(N)	大腿直筋(%)	長内転筋(%)	
1	185.3 ± 18.5	111.9 ± 59.6	69.9 ± 9.3	* — —
2	177.5 ± 23.8	105.8 ± 52.1	51.8 ± 4.3	
3	199.3 ± 19.6	98.5 ± 55.0	93.1 ± 12.5	

P<0.05

19.6N, $98.5 \pm 55.0\%$, $93.1 \pm 12.5\%$ であった。開始位の結果と同様にベクトル間での比較をすると、N 値、大腿直筋の%RMS に主効果が認められなく、長内転筋の%RMS でベクトル 1 と 2, 2 と 3 の間にベクトル 2 で有意な低下が認められた。

考察

本研究は PNF の基礎研究として、促通要素における PNF 運動パターンの対角線運動に着目し、股関節屈曲・内転運動中の筋活動の状況を分析した。

3 本のベクトル上の開始位と終了位別による比較の結果から、どちらの肢位においても、大腿直筋の%RMS では主効果が認められなかったものの、長内転筋の%RMS でベクトル 2 に有意に小さい筋活動が得られた。

大腿直筋においては運動を等尺性収縮で維持しようとする場合に、下肢の固定作用を得るための運動連鎖による影響が生じたと考えられた。つまり、二関節筋の特徴から股関節屈曲、膝関節伸展に関与する動筋となる大腿、体幹の筋活動量が増加する事による発散現象が生じたことが示唆された。よって大腿直筋への発散現象の影響により、空間で位置を操作こととするのみで、ベクトル間の筋活動量の差を表面筋電図で導出することは困難であると推察された。長内転筋では第 1 に運動学習の結果による筋出力の個体差が影響したと考えられた。被験者の運動歴などの生活様式に関した個体差が、同じベクトルの運動を起こした場合に運動学習

の差として、筋の活動量に差を与えることが示唆された。筋電波形は性質上、筋が張力発生しやすい位置では筋の活動電位が高まりやすく、また張力発生しにくい位置では運動単位数の発射頻度が増加する影響を受ける。今回の研究では目的とはならなかったものの、被験者ごとに運動を起こしやすい位置に違いが認められた。これには対象者別に一定の順序があり、運動を起こしやすい、または起こしにくい位置はベクトル 1,3 に集中する傾向だった。以上の事より、筋電波形の性質が運動動学習による個体差の影響によって、ベクトル 1,3 の%RMS を上昇させたと推察できた。第 2 にベクトル 2 の設定は神経筋効率が良いことが示唆された。神経筋効率とは神経筋機能のパラメータであり、力 (N 値) を積分筋電図 (IEMG) に除したものである⁷⁾。本研究では参考として N 値の計測を行い、結果として統計学的に有意差は認められなかった。つまり、ベクトル 2 では他の 2 つのベクトルと同等の筋張力が生じているにもかかわらず、筋の放電量が有意に少ないことは、神経筋効率が良いことを示唆すると考えられた。

臨床にて PNF を施行する際、測定手順として運動パターンの設定にセラピストは注意を払わなければならない。本研究のベクトル 2 は関節角度の設定に関して、PNF 運動パターンである下肢の屈曲-内転-外旋パターンの軌道と近似していると言える。つまり主要筋群である長内転筋の筋活動を分析した神経筋効率に関する検討は、PNF 運動パターンの有効性を支持する一要因になり得ることが推察され

る。以上より本研究は時系列にて下肢の対角線運動の1つである屈曲・内転運動の動筋の分析を行うことで、主要筋群の筋の活動状況について新しい知見を得たと考える。

今後は対象者、運動ベクトルの設定、運動に対する抵抗の再現性に関する本研究の限界を踏まえてさらに活動を進めていきたい。

関節角度が膝関節伸展筋機能に与える影響について, 理学療法学 17 学会特別号:142, 1990

10) 対馬 栄輝: 股関節屈曲・伸展角度の違いによる股関節外転筋力値の変化, 理学療法学 28: 9-13, 2001

参考文献

- 1) Pat Regan, Tim Josten, Shigeyuki Ichikawa :
IPNFA Recognized Basic Course Levell・2,
International PNF Association, 2000
- 2) Adular S, Beckers D, Buck M: PNF In Practice
An Illustrated Guide Second, revised edition,
Springer Verlag Publishing Co. : 55-62, 2000
- 3) Dorothy E. Voss, Marjorie K. Ionta, Beverly J.
Myers 著, 福屋 靖子監訳: 神経筋促通手技
改訂第3版, 協同出版社: 3-4, 1989
- 4) 柳澤 健, 乾 公美編: PNF マニュアル, 南
江堂: 3-10, 2001
- 5) Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery 著
津山直一 訳: 新・徒手筋力検査法 原著第6
版, 協同医書出版, 1996
- 6) 永田 晟: 筋と筋力の科学, 不昧堂, 1984
- 7) Milner-Brown HS, Mellenthin M, Miller RG :
Quantifying human muscle strength, endurance
and fatigue. : Arch Phys Med Rehabil 67:530-535,
1986
- 8) 沖田 実, 東 登志夫, 井口 茂他: 膝伸展位
における大腿四頭筋の等尺性収縮に関する
考察, 理学療法科学 11: 27-31, 1996
- 9) 加賀谷 善教, 林 宏樹, 村井 貞夫他: 股

筋電図を用いた PNF における正常なタイミングについての検討

Consideration about normal timing of PNF with using EMG

筒井稔久¹⁾

Toshihisa Tsutsui

濱中康治¹⁾

Kouji Hamanaka

西田裕介²⁾

Yusuke Nishida

下井俊典²⁾

Toshinori Shimoi,

獅子内善徳²⁾

Yoshinori Shishinai

秋山純和³⁾

Sumikazu Akiyama

要 旨：固有受容性神経筋促通法（PNF：Proprioceptive Neuromuscular Facilitation）では、遠位から運動を起こし、近位へと連続した協調性のある運動を引き出していくが、近位と遠位の関節に注目した時、運動の順序と協調性に関する報告はあるが、筋活動に関する報告をみない。本研究では近位関節と遠位関節に、時間差を設定して運動を行わせたときの筋活動について検討した。方法は、健常男性 8 名を対象に、上肢の近位関節(肘関節)と遠位関節(手指関節)の屈曲運動に対して、時間差を設定して抵抗を加え、等尺性収縮を行わせた。近位抵抗は前腕部にカフを装着し肘関節屈曲での最大収縮、遠位抵抗は把持運動で最大握力の 25%、50%、75%の収縮を行わせた。上腕二頭筋、上腕三頭筋、尺側手根屈筋、橈側手根伸筋より表面筋電法にて筋活動電位を導出した。導出した筋電図は各筋について両関節に抵抗が加わってからの 4 秒間の筋活動電位の RMS、IEMG を算出し比較した。結果は順序の違いでは有意差を認めず（t 検定）、また把持強度に関しても主効果は認められなかった（一元配置の分散分析）。つまり、上腕二頭筋における最大収縮について、近位遠位での抵抗順序は筋活動には影響を与えず、また遠位の抵抗量に関しても同様に筋活動には影響ないことが分かった。

Key Word：PNF、正常なタイミング、表面筋電図

はじめに

正常な発達過程では、近位のコントロールの獲得は遠位よりも早い、協調的な目的運動が獲得された後は筋群の連続収縮は遠位から近位に向かって起こる^{1) 2)}。たとえば、台の上の物を取るとき、まず手を伸ばし、握って持ち上げ、次に必要に応じて肘、肩、頸部、体幹へと運動が進む。また、立位で細かい運動を行う

ときのバランスは、遠位（足関節）から近位（股関節・体幹）へと進む（Nashner, 1977）³⁾。

つまり、日常生活やスポーツ動作における筋収縮には、調和のとれた運動を生み出す一連の順序があり⁴⁾、Dorothy らはこれを正常なタイミングとして、協調運動の基礎であると述べている。このことから固有受容性神経筋促通法（PNF：Proprioceptive Neuromuscular Facilitation）の理論では、遠位が運動を誘発する刺

1) 国際医療福祉大学理学療法科学部生

Undergraduate student, International University of Health and Welfare

2) 国際医療福祉大学大学院理学療法分野

Postgraduateschool, International University of Health and Welfare

3) 国際医療福祉大学理学療法学科

Department of Physical Therapy, International University of Health and Welfare

激の大部分を受けると考え、遠位から運動を起し、近位へと連続した協調性のある運動を引き出していく。また、柳澤らによると、正常なタイミングを再構築することで、運動の協調性は改善されると述べている。近位と遠位の関節に注目した場合、運動の順序と協調性に関する報告はあるが、筋活動に関する報告をみない。

本研究では上肢において近位関節（肘関節）と遠位関節（手指関節）との関係に注目し、時間差を設定して運動（運動：本研究では運動を伴う筋収縮）を行わせたときの筋活動から、正常なタイミングについて考察を加えたので報告する。

対象

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 8 名（平均年齢 22.0 ± 0.5 歳、平均身長 171.8 ± 5.5 cm、平均体重 66.1 ± 8.3 k）、被験側は利き側の上肢とした。

方法

測定肢位は検査台にて腹臥位での両肘立て位（puppy position）、両側の肩関節 90° 屈曲位とした。被験側は肘関節 90° 屈曲位、手関節完全掌屈位とし、非被験側は前腕回外位で脱力させ、両下肢、体幹をベルトで固定することで、代償動作による影響を最小限にした。なお、手関節には電気角度計を装着し、完全掌屈位を保持するよう指示し、手関節掌屈角度が一定となっていることを確認した。

近位の運動には、前腕遠位部にカフを装着し、牽引装置を用いて抵抗を加え、肘関節屈曲の最大等尺性収縮を引き出した。遠位の運動は、ロードセル内蔵の把持装置を握らせ、最大握力の 25%、50%、75% の等尺性収縮を行わせた。なお、把持強度が一定となるようモニターに表示し、常に被験者にフィードバックした（図 1 参照）。

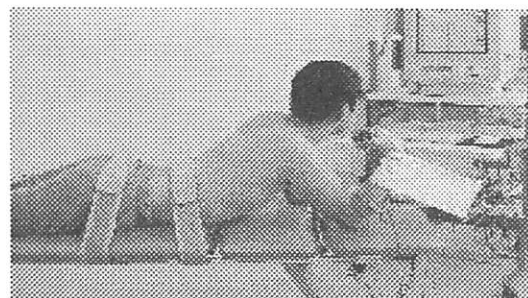


図 1. 測定肢位

運動課題として、近位から遠位、遠位から近位と運動の順序を変えた 2 パターン、また遠位運動である把持強度を最大握力の 25%、50%、75% の 3 パターンとした計 6 パターンを 1 施行とし、2 施行を行った。各測定順序は疲労の影響を考慮し、各被験者とも無作為に行い、各測定間には 2 分間の休息を入れた。

被験者に対しては、双極導出法により、表面電極を上腕二頭筋、上腕三頭筋、尺側手根屈筋、橈側手根伸筋の筋腹中央部にそれぞれ 3 cm 間隔で貼付した。なお、皮膚電極間抵抗を極力下げよう、皮膚前処置剤スキンピュア、アルコールにより皮膚処理を行った。また、アース電極は内側上顆に取り付けた。

プロトコールとして、筋電図波形の計測開始から 2 秒毎に各部の運動を行わせ、両関節の運動が行われてからの 7 秒間、計 11 秒間の筋活

動電位を導出し、筋活動電位は MacLab・Chart v 3.5 s で A/D 変換し、汎用コンピュータに取り込んだ。解析方法は、両関節の運動が行われてから 4 秒間の波形を抽出、root mean square (RMS)、積分筋電図 (IEMG) にて処理し、6 パターンで各平均値を求め比較した。

なお、ウォーミングアップを兼ね測定前には各被験者とも運動の強度、タイミングを理解させるため、デモンストレーションを行った。

結果

上腕二頭筋、上腕三頭筋、尺側手根屈筋、橈側手根伸筋の RMS 値および IEMG 値の比較から、近位関節と遠位関節の運動順序の違いにおける t 検定では有意差は認められなかった。また、遠位運動である把持強度に関して、一元配置の分散分析からも同様に主効果は認められなかった(表 1、表 2、表 3、表 4 参照)。

表 1. 結果 (上腕二頭筋)

把持強度	25%		50%		75%	
運動順序	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近
RMS (M)	18.12	18.70	18.68	18.21	19.27	18.80
(SD)	4.93	6.33	4.43	6.22	7.09	6.72
IEMG(M)	54.61	56.41	56.49	54.98	58.54	57.17
(SD)	15.95	20.45	14.07	20.21	22.86	21.88
単位-RMS : μ v IEMG : mv $\cdot$ s						
M : 平均値 SD : 標準偏差						

表 2. 結果 (上腕三頭筋)

把持強度	25%		50%		75%	
運動順序	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近
RMS (M)	1.11	1.20	1.58	1.33	1.77	1.77
(SD)	0.89	0.81	0.91	0.95	1.42	1.38
IEMG (M)	0.88	0.87	1.47	1.16	1.92	1.98
(SD)	1.01	0.91	1.35	1.19	2.33	2.32
単位-RMS : μ v IEMG : mv $\cdot$ s						
M : 平均値 SD : 標準偏差						

表 3. 結果 (尺側手根屈筋)

把持強度	25%		50%		75%	
運動順序	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近
RMS (M)	14.37	13.73	13.6	11.12	10.62	10.79
(SD)	5.24	3.83	4.99	4.12	3.09	3.23
IEMG (M)	39.46	37.68	36.91	29.67	28.71	28.98
(SD)	14.81	10.70	13.78	12.1	9.32	9.54
単位-RMS : μ v IEMG : mv $\cdot$ s						
M : 平均値 SD : 標準偏差						

表 4. 結果 (橈側手根伸筋)

把持強度	25%		50%		75%	
運動順序	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近	近-遠	遠-近
RMS (M)	9.56	10.40	10.65	11.71	13.78	14.32
(SD)	2.11	3.63	4.07	4.79	7.46	6.70
IEMG (M)	28.29	30.94	31.7	34.78	40	42.37
(SD)	6.40	11.48	12.68	14.92	22.77	20.48
単位-RMS : μ v IEMG : mv $\cdot$ s						
M : 平均値 SD : 標準偏差						

考察

RMS 値、IEMG 値は、運動単位の動員数に左右され、筋活動の程度を量的に示す⁶⁾とともに筋収縮度の増減を表し、動作時の筋収縮度の予測にも応用できる⁷⁾。結果から、肘関節屈曲の最大等尺性収縮下においては、運動の順序を変化させても筋活動量や筋収縮度に差が認められなかったことになる。中村ら⁸⁾によれば、一定の筋張力を発しているとき、運動単位の発射頻度は安定している。つまり、運動の順序による違いを筋放電量として捉えるためには、運動単位の調節機構が一定となるまでの経時的な過程を観察する必要がある。結果より、両関節の運動が起こり等尺性収縮により各筋の張力が一定になるまでの過程においては、参加運動単位数とその発射頻度に相違は認められなかったと考える。筋電図学的視点からは運動の順序を変化させても筋活動量、筋収縮度に

は差がないと考えられる。

運動の順序を変化させることで正常なタイミングについての筋電図学的検討を行ったが差のないことがわかった。つまり、PNFにおける促通要素の一つである正常なタイミングは筋活動量、筋収縮度の増大よりも、Dorothyや柳澤らの指摘する協調性の改善による効果を期待したものであることが伺える。また、その他の促通要素として、弱化した筋をより強力に収縮させることを目的として、まず強い筋に等尺性収縮を加えることで弱化した筋にインパルスの発散効果を期待する手技がある。これは強調のタイミングと呼ばれ、正常なタイミングは無視されている²⁾。その他、脳血管障害による片麻痺患者に対するPNF法において、手関節と手指関節の促通順序について提唱している報告⁹⁾もあり、正常なタイミングとの関連性が伺える。このようにPNFにおいて、運動を容易にする促通要素にはそれぞれの効果と目的があり、総合的に用いることで筋収縮力の増大や協調性の改善、柔軟性の改善、運動認識の促進、筋力強化を期待する手技であると考えられる。

また、本研究のもう一つの指標として、遠位の運動である把持強度の影響についての検討も行った。把持強度を最大握力の25%、50%、75%と上げるにしたがい伸筋群である橈側手根伸筋の筋活動量、筋収縮度が大きくなる傾向がみられた。逆に把持運動の手動作筋となる尺側手根屈筋では把持強度を上げるにしたがい筋活動量、筋収縮度は小さくなる傾向が認められた(図2参照)。

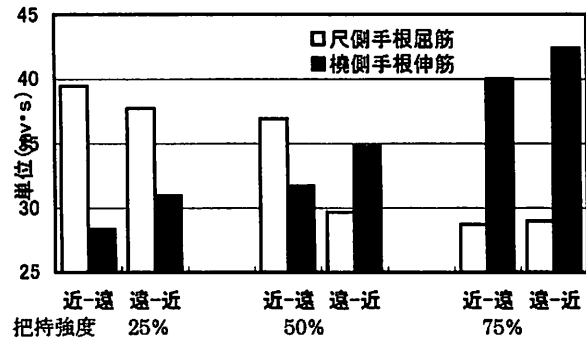


図2 前腕筋群への把持強度の影響 (IEMG 値)

これは、測定肢位が手関節完全背屈位であったことから、前腕伸筋群が伸張された状態での把持運動となった為と考える。前腕伸筋群の収縮は前腕屈筋群に相反神経抑制を促すため、PNFの基本パターンである屈曲・内転・外旋パターン、もしくは伸展・内転・内旋パターンにおいて手関節、手指関節の過度の屈曲は逆に前腕屈筋群の促通を阻害してしまう可能性が示唆された。

参考文献

- 1) Dorothy EV, et al.: 神経筋促通手技 第3版. 協同医書出版社, 東京, 1989.
- 2) 柳澤健・他: PNF マニュアル. 南江堂, 東京, 2001.
- 3) Nashner LM: Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscle during stance. Exp brain Res 30: 12-24, 1977.
- 4) Harrison VF: A review of the neuromuscular bases for motor learning. Research Quarterly 33: 59, 1962.
- 5) Helen JH, et al.: 新・徒手筋力検査法 第6版. 協同医書出版社, 東京, 1999.

- 6) 大口谷新一・他：機器を用いた運動解析と動作分析. PT ジャーナル 34(6) : 425 - 429, 2000.
- 7) 廣瀬浩昭・他：双極導出と単極導出による筋積分値の比較. PT ジャーナル 30(2) : 133 - 136, 1996.
- 8) 中村隆一・他：臨床運動学 第2版. 医歯薬出版株式会社, 東京, 1990.
- 9) 秋山純和：神経筋促通手技（PNF）の理論と実技－肩・肩甲帯に対する検討－.理学療法の歩み 9,23 - 26,1998.
- 10) 永田晟：筋と筋力の科学. 不昧堂出版, 東京, 1984 .
- 11) 沖田実・他：膝伸展位における大腿四頭筋の等尺性収縮運動に関する考察. 理学療法科学 11(1) : 27 - 31, 1996.

固有受容性神経筋促通法による骨盤の後方下制の

ホールド・リラックスが上肢障害関節に及ぼす効果

Effect of the Hold-Relax Procedure with the Pelvic Posterior-Depression Pattern on the Most Restricted Joint of the Upper Extremity in Patients with Orthopedic Diseases of the Upper Extremities

新井 光男¹⁾清水 一²⁾清水ミシェル・アイズマン³⁾

Mitsuo Arai

Hajime Shimizu

Michele Eisemann shimizu

田中 良美¹⁾柳澤 健⁴⁾

Yoshimi Tanaka

Ken Yanagisawa

要 旨：臨床的に有効である固有受容性神経筋促通法による骨盤の後方下制のホールド・リラックス(PDHR)が上肢障害関節に及ぼす即時効果を持続伸張手技(SS)と比較検討した。

上肢関節の可動域改善の処方となった整形外科疾患患者で研究に同意した 19 名を対象とした。SS は、症例毎に患者の可動域制限の一番重度な上肢関節を選択し、障害関節を直接 10 秒間持続伸張した。PDHR は後方下制パターンの中間域で 10 秒間ホールド・リラックスを行った。繰り返しのある二元配置分散分析の結果、手技間と個人の両因において有意差と交互作用が認められた($p<0.05$)。改善度に個人差が認められた。また、PDHR の手技が有意に SS と比較して改善が認められた。しかし、個人の改善度と手技に交互作用があることから手技の効果には個体差が影響を及ぼすことが示唆された。PDHR により上肢の筋群が収縮し、その後リラクセーション(スパズムの緩解)した可能性が考えられる。

Key Word：骨盤、ホールド・リラックス、関節可動域

Abstract： The purpose of this study was to compare the immediate effect of the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation technique of hold relax on the pelvic posterior-depression movements (PDHR) with the sustained stretching procedure of the upper extremities (SS) for improving the range of motion of the most restricted joint(ROM) in patients with orthopedic diseases of the upper extremities.

Nineteen orthopedic patients underwent both PDHR and SS procedures, respectively, at random. The range of motion of the most restricted joint in the upper extremity was measured as the parameter of the effects before and after each procedure. The results of a two-way analysis of variance for repeated measures showed significant improvement of the ROM with the PDHR as compared to the SS, and significant interaction between the factors of individuals and techniques($p<0.05$). PDHR might have caused the relaxation of the muscles in the affected upper extremities after overflow to the upper extremities during the PDHR treatment.

Keywords： Pelvis, Range of Motion, Hold Relax, PNF.

はじめに

1)広島通信病院 理学療法室

Department of Physical Therapy, Hiroshima Posts and Telecommunications 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)広島県立保健福祉大学

School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Sciences

4)東京都立保健科学大学

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

固有受容性神経筋促通法(PNF)の手技のひとつであるホールド・リラックス(HR)はリラクセーションさせたい筋を伸張した肢位で静止性収縮をさせ、その後、筋を弛緩させる^{1,2,3,4)}。武富ら⁵⁾は健常者を対象に肩関節内旋筋に対するHR実施前後の肩関節外旋可動域を比較し、実施後に可動域の有意な増加を認めたとしている。

我々は、第35回日本理学療法士学会において、整形外科疾患を対象に可動域制限のある上肢障害関節を直接持続伸張(SS)した可動域改善角度と比較して、PNFの手技である骨盤の後方下制のホールド・リラックス(PDHR)が上肢障害関節の可動域を有意に改善できることを報告した⁶⁾。今回、被験者を増やすと同時に実験配置を変え、PDHRが整形外科疾患の上肢障害関節に及ぼす即時効果をSSと比較検討した。

方法

【対象】

肩・肘関節の可動域改善の処方となった整形外科疾患患者で研究に同意した19名を対象とした。診断名は上腕骨骨折3名、RA1名、橈骨骨折1名、橈骨及び尺骨骨折2名、尺骨骨折3名、肩関節周囲炎7名、バネ指2名であった。平均年齢±標準誤差は60.8±3.4歳であった。発症後9.9±2.8ヶ月であった。

【手技】

SSは、症例毎に患者の可動域制限の一番重度な上肢関節を選択した。肩関節屈曲制限11名肘関節屈曲制限6名、示指近位指節関節伸展

制限2名であった。

肩関節を選択した場合は体幹を固定し、患者の肩関節屈曲方向に痛みが生じない程度に直接10秒間他動的に持続伸張した。

肘関節を選択した場合は上腕骨を固定し、患者の肘関節屈曲方向に痛みが生じない程度に直接10秒間他動的に持続伸張した。

近位指節関節を選択した場合は示指基節骨を固定し、中節骨を伸展方向に痛みが生じない程度に直接10秒間他動的に持続伸張した。

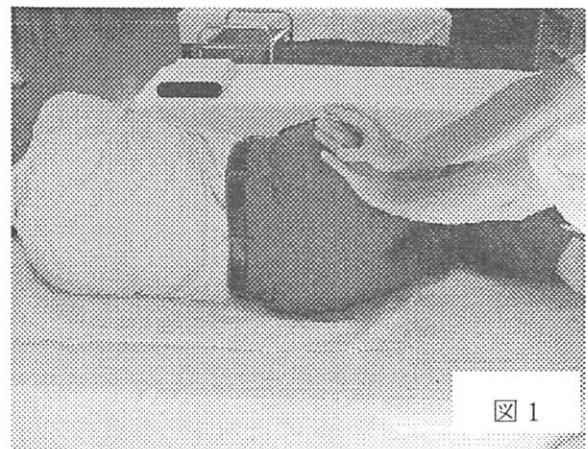


図 1

PDHRは上肢関節を直接アプローチせずに、図1のように患側を上にした側臥位で坐骨結節へ用手接触し、後方下制の動きの中間域でHRを行った(10秒間後方下制の中間域で静止性収縮させ、15秒間リラクセーションさせた)。障害関節側の上肢は、体幹の回旋が生じない程度に前方へ置き、安楽な肢位をとらせた。

【測定方法】

各手技施行は同一セラピストが行った。施行前後の可動域の測定は、痛みが増強しない場合は、原則として側臥位にて研究の目的を知らない理学療法士が行った。各手技実施前後の肩・肘関節の屈曲と近位指節関節の伸展の可動域を測定した。

【統計分析】

SS と PDHR の可動域改善の比較を分割法: 反復のある二元配置分散分析による実験計画を立てた。

各手技実施前後の関節可動域を初日と翌日測定し SS と PDHR の可動域改善と個人差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。各手技の施行順はコインの表裏により無作為に決定した。

結果

(測定角度-180°)±標準誤差を以下に述べる。

初回の測定角度は安静時 -40.5±4.7°、SS 後-35.3±4.7°、PDHR 後 -22.9±3.9°であった。

翌日の測定角度は安静時 -36.3±4.4°、SS 後 -32.4±4.4°、PDHR 後-21.3±3.8°であった。

各手技実施前後の関節可動域から次式を用いて改善率を算出し図 2 に示した。

$$\text{改善率} = (\text{改善角度}) \div (\text{安静時角度}) \times 100$$

安静後と比較した SS の改善率は初回測定では 16.1±2.5%、PDHR の改善率 45.8±3.6%で PDHR が SS よりも改善度が大きかった。翌日の測定では、15.0±3.8%、PDHR の改善率 44.6±6.1%で PDHR が SS よりも改善度が大きかった。

繰り返しのある二元配置分散分析の結果(表 1)、手技間と個人の両因において有意差と交互作用が認められた(p<.005)。改善度に個人差が認められた。また、PDHR が有意に SS と比較

して改善が認められた。しかし、個人の改善度と手技に交互作用があることから手技の効果には個体差が影響を及ぼすことが示唆された。

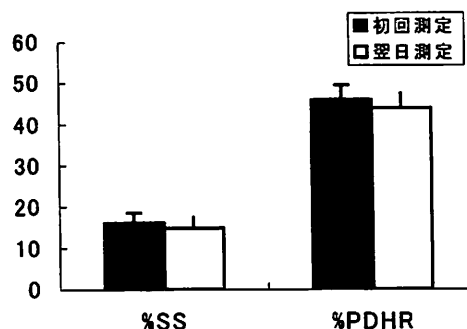


図 2 改善率(平均値±標準誤差)

各手技実施前後の関節可動域から次式を用いて改善率を算出しに示した。

$$\text{改善率} = (\text{改善角度}) \div (\text{安静時角度}) \times 100$$

%SS: 持続伸張(SS)の改善率

%PDHR: 後方下制(PDHR)の改善率

表 1 繰り返しのある二元配置分散分析

変動要因	平方和	自由度	平均平方	F値
反復	52.1	1	52.1	1.2 NS
個人	9675.5	18	537.5	12.1*
手技	16352.4	1	16352.4	369.4*
個人×手技	2263.0	18	125.7	2.8*
誤差変動	1637.8	37	44.3	
全変動	29980.8	75		

考察

PNF は、運動肢が安静肢に及ぼす効果と、より強い筋群を収縮することにより、弱い筋群への溢れ出しにより強化することを発散(irradiation)と表現している¹⁾。発散の効果は運動している筋群から直接生じるインパルスのおーバー・フロー効果に基づき、そのインパルスが抵抗運動を行っている主動筋か拮抗筋に

呼応した筋群に直接働きかけていると考えられる¹⁾。このような発散現象が骨盤の後方下制の PDHR により患側上肢の筋群に生じ、その後リラクセーションさせることにより収縮後の弛緩が得られたことが考えられる。そのため、骨盤への抵抗運動により患側上肢の可動域の改善が得られたと推察される。

同側にある筋群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こでどのように行われているか説明できない⁷⁾。外側皮質脊髓路の交叉しない分枝にインパルスが溢れ出し(オーバー・フロー効果)、発散が生じることが推測されるが、明確なメカニズムは解明されておらず、同側の非交叉の皮質脊髓路を経由した中枢の拡散と仮説されている^{8,9,10)}。その仮説に基づけば中枢の拡散を大きくすれば発散も大きくなると推測される。螺旋的で対角線的な肢位や動きを用いた PNF は中枢の覚醒を誘発する^{11,12)}。中枢の覚醒により発散が上肢の筋群に及び HR 効果が生じた可能性が考えられ PNF パターンの有効性が示唆された。今後、個体差を考慮して、骨盤の後方下制が何故上肢の関節可動域改善に有効なのか原因を解明したい。

参考文献

- 1) Knott M, Voss DE: Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: Patterns and Techniques. New York. Harper & Row Publishers, Inc. 1969.
- 2) Voss DE, Ionta MK, Myers BJ: Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; Patterns and Tech-

niques. Third ED, 298-311 Harper & Row, U.S.A. 1985.

- 3) Sullivan PE, Markos PD, Minor MA: 臨床 PNF. 石川友衛・吉松俊一監訳 44-159, メディカル 葵出版, 1988.
- 4) 柳澤 健, 乾 公美: PNF マニュアル, 南江堂, 東京, 2001, pp 67-71.
- 5) 武富由雄, 村木敏明: 健常者における肩関節内旋筋に対する HOLD-RELAX 手技による外旋可動域拡大の効果. 理学療法学, 19: 457-460, 1992.
- 6) 清水ミシェル・アイズマン, 新井光男, 宇都宮初男, 他: 骨盤周囲筋のホールド・リラックスによる肩・肘関節可動域制限に及ぼす効果. 理学療法学学会特別号, 27(2): 15, 2000.
- 7) Hellebrandt FA, Waterland JC. Indirect learning. The influence of unimanual exercise on related muscle groups of the same and opposite side. Am J Phys Med 41: 45-55, 1962.
- 8) Hortobagyi T, Lambert NJ, Hill JP: Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. Med Sci Sports Exerc. 29(1): 107-112, 1997.
- 9) Weir JP, Housh DJ, Housh TJ, et al: The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 25: 264-270, 1997.
- 10) Kannus P, Alosa D, Cook L, et al: Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg. A random-

ized controlled study using isometric and concentric isokinetic training. Eur J Appl Physiol. 64(2): 117-126, 1992.

- 11) Nakamura R, Kosaka K: Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on EEG activation induced by facilitating position in patients with spinocerebellar degeneration. Tohoku J Exp Med. 148(2): 159-161, 1986.
- 12) Yanagisawa K, Morozumi K, Eto R, et al: Effects of vertical and diagonal movements on acceleration. In Proc WCPT. 13th Int. Congr, 1999. pp 412.

脳卒中後片麻痺患者の患側の骨盤の後方下制が患側上肢に及ぼす即時効果

The Immediate Effect of the Hold Relax of the Pelvic Posterior-Depression

on the Affected Upper Extremities in the Hemiplegic Patients Affected Stroke

名井 幸恵¹⁾ 新井 光男²⁾ 上広 晃子¹⁾ 清水ミシェル・アイズマン³⁾

Sachie Myoui Mitsuo Arai Akiko Uehiro Michele Eisemann Shimizu

田中 良美²⁾ 榊本 一枝⁴⁾ 柳澤 健⁵⁾

Yoshimi Tanaka Kazue Masumoto Ken Yanagisawa

要 旨：固有受容性神経筋促通法(PNF)の骨盤の後方下制のホールド・リラックス(PDHR)が、脳卒中後片麻痺患者の患側の上肢関節に及ぼす即時効果を、患側上肢関節への直接持続伸張(SS)と比較検討した。対象は脳卒中後片麻痺患者9名（男性7名、女性2名）で、平均年齢は70.8±2.6才であった。

各テクニック実施前後の関節可動域の改善率を指標とした繰り返しのない二元配置分散分析の結果、危険率5%でPDHRにおいて有意な可動域の改善を認めた。

PDHRにより直接アプローチを行った骨盤のパターンの動筋以外の上肢筋群にも発散による収縮が生じ、その後リラクセーションが得られ、患側上肢の可動域の改善が得られことが推察された。

Key Word : Pelvis, Range of Motion, Hold Relax, PNF

Abstract : The purpose of this research was to compare the immediate effects of the hold relax technique from the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) technique on the pelvic posterior-depression pattern (PDHR) for improving the range of affected shoulder joint motion with the technique of sustained stretch (SS) in post-stroke hemiplegic patients. Nine patients underwent both PDHR and SS techniques, respectively, at random. The range of motion of the shoulder was measured as the parameter of the effects before and after each procedure. The results of a two-way ANOVA showed significant improvements with the PDHR as compared with the SS ($p<.05$). The hold relax technique on the PDHR might have caused the relaxation of the muscles in the affected upper extremities as a result of overflow occurring during the treatment.

Keywords : Pelvis, Range of Motion, Hold Relax, PNF

1)本永病院

Department of Physical Therapy, Motonaga Hospital

2)広島通信病院 理学療法室

Department of Physical Therapy, Hiroshima Posts and Telecommunications Hospital

3)広島パークヒル病院

Department of Physical Therapy, Hiroshima Parkhill Hospital

4)広島県立保健福祉大学

School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Sciences

5)東京都立保健科学大学

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

はじめに

第 35 回日本理学療法士学会において固有受容性神経筋促通法(PNF)の骨盤の後方下制のホールド・リラックス(PDHR)が上肢障害関節に及ぼす即時効果として、上肢関節の直接持続伸張(SS)と比較しても、上肢関節の可動域を有意に改善できることを報告した¹⁾。我々は、脳卒中後片麻痺患者にも臨床的に PNF による PDHR で患側上肢のリラクセーションが生じ、患側の上肢関節の可動域改善を経験しているが、その報告はみられない。

そこで今回、PNF による PDHR が脳卒中後片麻痺患者の患側上肢に及ぼす即時効果と患側肩関節を SS した時の即時効果を比較検討した。

対象

脳卒中後片麻痺患者で研究に同意した 9 名(男性 7 名、女性 2 名)を研究の対象とした。平均年齢±標準誤差は 70.8±2.6 才(56 才～78 才)、発症後平均年数±標準誤差は 4.4±2.2 年(0.5 年～15 年)たった。右片麻痺 3 名、左片麻痺 6 名でブルンストロームステージは Stage II が 1 名、Stage III が 7 名、Stage IV が 1 名だった。

方法

各テクニック実施前後の関節可動域を測定し SS と PDHR の可動域改善の比較を二元配置

分散分析による実験計画を立てた。各テクニックの施行順はコインの表裏により無作為に決定した。

各テクニック施行前後の関節可動域の測定は、背臥位にて行い、同一セラピストが行った。

SS は、体幹を固定し患者の肩関節屈曲方向に、痛みが生じない程度に直接 10 秒間他動的に持続伸張した。PDHR は肩関節を直接アプローチせずに、図 1 のように側臥位で、坐骨結節へ用手接触し、骨盤へ後方下制の中間域で HR を行なった。10 秒間保持し、15 秒間のリラクセーションを設けた。患側上肢は、体幹の回旋が起きない程度に前方へ置き、安楽な肢位をとらせた。

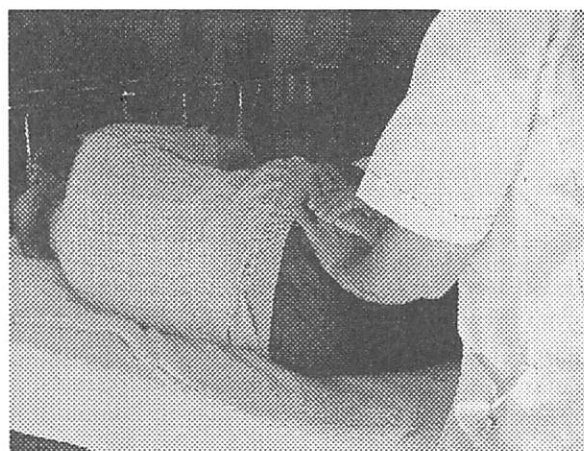


図 1

結果

各テクニック実施前後の関節可動域から次式を用いて改善率を算出した。

改善率=(各テクニック実施後の可動域-安静時可動域)÷(肩関節屈曲正常可動域 180 度-安静時可動域)×100

SS の平均改善率±標準誤差は $8.8 \pm 1.7\%$ 、
PDHR の平均改善率±標準誤差は $19.5 \pm 3.5\%$
だった(図 2)。

算出された改善率を繰り返しのない二元配置分散分析した結果、危険率 5% で PDHR において有意な可動域の改善を認めた(表 1)。

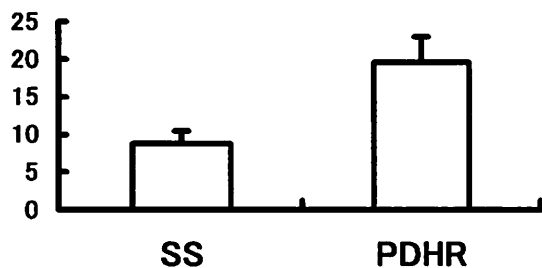


図 2 SS と PDHR の平均改善率

(平均改善率±標準誤差)

改善率=(テクニック実施後可動域-安静時可動域)÷
(180° - 安静時可動域)×100 によって算出した。

表 1 各手技が肩関節可動域に及ぼす影響

二元配置分散分析				
変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F
全変動	1596.5	17.0		
患者間	590.6	8.0	73.8	N.S
手技間	519.1	1.0	519.1	8.5*
誤差	486.8	8.0	60.9	

N.S : 有意差なし *: $p < 0.05$

考察

今回の研究は、ブルンストームステージⅡからⅣで連合反応の影響を受けている回復段階にある患者に対して抵抗運動を行ったが、運動後に筋緊張が低下し関節可動域の改善がみら

れた。その原因としてホールド・リラックス時の抵抗運動による発散(irradiation)があげられる。

PNF は、運動肢が安静肢に及ぼす効果を発散としているが、それ以外により強い筋群を収縮することにより弱い筋群への溢れ出しによる強化を含め発散と表現している²⁾。このような発散現象が骨盤の後方下制の PDHR により患側上肢の筋群に生じている可能性が推測できる。

神経筋障害の患者に生じる発散は痙縮筋に現れる運動時の不随的運動で連合運動(associated movements^{3,4,5,6,7,8})と呼ばれ禁忌とされてきた。連合運動の出現によって異常パターンが固定化し痙縮が悪化、機能が低下する可能性が指摘されてきた。多くのセラピストは根拠がなにもなかったにも関わらず一時的な連合運動の出現等でその仮説を信じてきた⁹⁾。しかし、近年の文献は抵抗運動による痙縮の悪化のための機能低下を否定している^{10,11,12,13,14)}。神経学的に問題がある場合でも連合運動は発散現象として痙縮を強めず積極的に利用できる⁹⁾ことを今回の研究でも実証できた。

発散のメカニズム仮説として外側皮質脊髓路の交叉しない分枝にインパルスが溢れ出し(オーバー・フロー効果)、発散が生じることが推測されるが、明確なメカニズムは解明されていない^{15,16,17)}。発散の神経解剖学的メカニズムは同側の非交叉の皮質脊髓路を経由した中枢の拡散と仮説すると脳の覚醒レベルが高ければ中枢の拡散も高いと推測される。PNF は中枢の覚醒と行動覚醒を誘発する¹⁸⁾ことから、

発散効果に寄与することが推測される。これらのことより、直接アプローチを行った骨盤のパターンの動筋以外の筋の上肢筋群にも発散による収縮が生じ、その後リラクセーションが得られ、患側上肢の可動域の改善が得られたと推察される。

引用文献

- 1) 清水ミシェル・アイズマン, 新井光男, 宇都宮初男・他: 骨盤周囲筋のホールド・リラックスによる肩・肘関節可動域制限に及ぼす効果. 理学療法学学会特別号, 27(2): 15, 2000.
- 2) Knott M, Voss DE: Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: Patterns and Techniques. New York. Harper & Row Publishers, Inc. 1969.
- 3) Walshe FMR: On certain tonic or postural reflexes in hemiplegia with special reference to the so-called "associated movements". Brain 46: 1-37, 1923.
- 4) Wolff PH, Gunnoe CE, Cohen C: Associated movements as a measure of developmental age. Dev Med Child Neurol 25: 417-429, 1983.
- 5) Todor JI, Lazarus JA: Exertion level and the intensity of associated movement. Dev Med Child Neurol 28(2): 205-212, 1986.
- 6) Lazarus JA, Todor JI: The role of attention in the regulation of associated movement in children. Dev Med Child Neurol 33(1): 32-39, 1991.
- 7) Lazarus JA: Associated movement in hemiplegia the effects of force exerted limb usage and inhibitory training. Arch Phys Med Rehabil 73: 1044-1049, 1992.
- 8) Reitz M, Muller K: Differences between congenital mirror movements and associated movements in normal children: a neurophysiological case study. Neurosci Lett 256: 69-72, 1998.
- 9) 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.
- 10) Damiano DL, Kelly LE, Vaughn CL: Effects of quadriceps femoris muscle strengthening on crouch gait in children with spastic diplegia. Phys Ther 75: 658-671, 1995.
- 11) Hall CD, Light KE: Heavy resistance exercise effect on reciprocal movement coordination of closed-head injured subjects with spasticity. The Tar Heel Journal Fall : 12, 1990.
- 12) Gowland C, deBruin H, Basmajian JV, et al: Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. Phys Ther 72: 624-633, 1992.
- 13) Carmick J: Use of neuromuscular electrical stimulation and dorsal wrist splint to improve the hand function of a child with spastic hemiparesis. Phys Ther 77: 661-671, 1997.
- 14) Sharp SA, Brouwer BJ: Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. Arch Phys Med Rehabil 78(11): 1231-1236, 1997.
- 15) Hortobagyi T, Lambert NJ, Hill JP: Greater cross education following training with musculae

lengthening than shortning. Med Sci Sports Exerc 29(1): 107-112, 1997.

- 16) Kannus P, Alosa D, Cook L, et al: Effect of one-legged exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg. A randomized, controlled study using isometric and concentric isokinetic training. Eur J Appl Physiol 64(2): 117-126, 1992.
- 17) Weir JP, Housh DJ, Housh TJ, et al: The effect of unilateral concentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. J Orthop Sports Phys Ther 25: 264-270, 1997.
- 18) Nakamura R, Kosaka K: Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on EEG activation induced by facilitating position in patients with spinocerebellar degeneration. Tohoku J Exp Med. 148(2): 159-161, 1986.

スロー・リバーサル及びホールド・リラックスが肩関節自動屈曲角度に及ぼす影響

Effects of the Slow-Reversal Resistive Exercise Pattern on Active Shoulder Flexion Range

in Patients with Orthopedic Diseases of the Upper Extremities

田中 良美¹⁾

Yoshimi Tanaka

新井 光男¹⁾

Mitsuo Araik

榊本 一枝²⁾

Kazue Masumoto

清水ミシェル・アイズマン³⁾

Michele Eisemann Shimizuken

柳澤 健⁴⁾

Ken Yanagisawa

要 旨：肩関節可動域制限を有する整形外科肩関節疾患患者を対象に、固有受容性神経筋促通法のスロー・リバーサル(SR)とホールド・リラックス(ZR)の関節可動域の改善に対する臨床上的優位性について検証するため、各手技実施後の肩関節自動屈曲角度(ASFA)の即時的变化について比較検討を行った。被験者は12名(男性3名女性9名)で、平均年齢 68.6 ± 2.4 歳であった。ASFAの改善率を指標とした二元配置分散分析の結果、各手技間に有意差は認められなかった。また被験者を疼痛の有無で分類し同様の分析を行った結果、有意差は認められなかったが、疼痛(+)群ではHRが、疼痛(-)群ではSRが大きな改善を示した。

疼痛を伴う症例の関節可動域の増大を目的とする場合、HRは関節運動を伴わず、安全で効率的であることが推測される。しかし、主に筋力増強や協調性の改善に用いられるSRでも可動域の増大が得られることが示唆された。

Key Word：スロー・リバーサル、ホールド・リラックス、関節可動域

Abstract: The hold-relax procedure (HRP) from the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) technique has been reported in the literature as being more effective than stretching for the improvement of joint range of motion. On the other hand, the slow reversal procedure (SRP), also part of the PNF technique, is one of the techniques used for strengthening muscles. However, we were able to use the SRP clinically for improving joint range of motion. The purpose of this study was to compare the immediate effects of the SRP with the HRP for improving range of motion of the upper extremities in patients with orthopedic shoulder joint disabilities.

The active shoulder flexion angle (ASFA) in the standing position was measured as the parameter of the effect of each procedure. Twelve subjects underwent both the SRP and HRP techniques, at random, respectively. Measurement of the ASFA was taken before and after each procedure. The results of a two-way ANOVA of this investigation indicated that the ASFA measured after each procedure showed no significant difference between the SRP and HRP. The HRP showed no superiority over the SRP. However, when performing the SRP on patients with no complaints of pain, the ASFA showed a tendency for clinical preference.

Keywords: HoldRelax, Range of Motion, Slow Reversal, PNF

1)広島通信病院 理学療法室

Department of Physical Therapy, Hiroshima Posts and Telecommunications Hospital

2)広島パークヒル病院

Department of Physical Therapy, Hiroshima Parkhill Hospital

3)広島県立保健福祉大学

School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Sciences

4)東京都立保健科学大学

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

はじめに

我々理学療法士が関節可動域制限(以下 ROM 制限と略す)に対しアプローチする機会是非常に多い。固有受容性神経筋促通法(以下 PNF 徒略す)の ROM 制限に対するアプローチとしては、ホールド・リラックス(以下 HR と略す)及びコントラクト・リラックスが臨床によく使用されている事は周知の通りである。特にリラクセーションさせたい筋を伸張した肢位で、静止性収縮を行わせる HR の有効性についての報告は数多く見受けられる^{1,2,3,4,5)}。

HR を用い健常者を対象とした可動域改善の報告として、Tanigawa⁶⁾は HR と徒手持続伸張法(以下 MS と略す)でハムストリングスの伸張度を比較している。他動的下肢伸展挙上角度を指標とした結果、継時的効果は確認されなかったが HR において有意な可動域の増加が認められたことを報告している。また、武富⁷⁾は肩関節内旋筋に対する HR 実施前後の肩関節外旋可動域を比較し、実施後に可動域の有意な増加を認めたとしている。さらに和気⁸⁾は脊椎疾患患者の膝 ROM 制限に対し、6 週間 HR と MS を継続して実施し比較した結果、HR が治療後に有意な改善を示し、また HR は治療開始 4 週間までに有意な改善を示したことを報告している。以上のように ROM 制限に対する HR の効果は他の治療法と比較検討され、その有効性についても証明されている。

我々は臨床的に、肩 ROM 制限を有する患者に対し、PNF パターンを拮抗パターンから数回繰り返すスロー・リバーサル(以下、SR と略

す)を用いることにより関節可動域が改善することを経験していたことから、SR の関節可動域改善に対する臨床上的有効性を検証するために、滑車を使用した往復運動をコントロールとして比較検討し、SR において有意な改善が示されたことを報告した⁹⁾。

今回、SR と ROM 制限に対する PNF の代表的な手技である HR で各アプローチ前後の肩関節自動屈曲角度(以下、ASFA と略す)の即時的变化を指標に、両手技の臨床上的優位性について比較検討を行ったので報告する。

対象

対象は 2001 年 1 月から同年 8 月までに理学療法の依頼を受けた、肩 ROM 制限を有する整形外科肩関節疾患患者 12 名(男性 3 名、女性 9 名)で、平均年齢 68.6 ± 2.4 歳であった。疾患の内訳は肩関節周囲炎 8 名、慢性関節リウマチ 2 名、上腕骨外科頸骨折 1 名、腱板断裂術後 1 名であった。

方法

一回の治療で、一人の患者に SR と HR の二種類の治療を以下の如く実施した。実施順序は、無作為となるようコインの表裏で決定した。

(ASFA の測定方法)

治療実施前及び各手技実施後に、ASFA を測定した。測定肢位は、体幹による代償運動を防止するため、臀部、背部、頭部は顎を引いた状

態でその後面を壁に接した立位とし、肩関節を自動屈曲させた(図1)。円背により、頭部が壁に接することができない場合は頸部及び頭部後面にバスタオルを強く丸めて挿入し測定した。

計測は一名のセラピストが角度計を当て、もう一名のセラピストが確認した上で数値を読み取った。また自動屈曲動作時の中間域及び最終域での疼痛の有無を確認した。

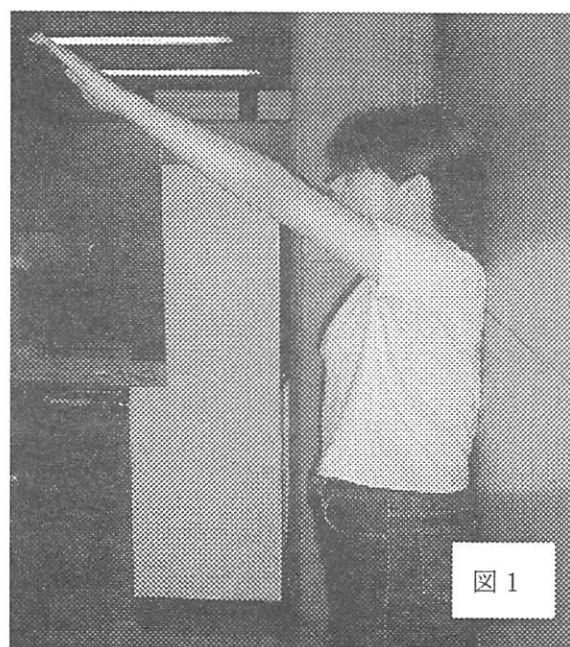


図1

(各手技の実施方法)

各手技ともベッド上の背臥位で実施した。また、実施に際しては疼痛の増悪を引き起こさないように留意した。

手技1:HR)患側上肢を最大屈曲-外転-外旋位に置き、手掌及び上腕後内側面に用手接触を行い、伸展-内転-内旋に対し抵抗を加え、5秒間静止性収縮を行わせた。

その後安楽な姿勢で20秒間リラックスさせ、これを4回繰り返した。

手技2:SR)患側上肢を最大屈曲-外転-外旋位に置き、伸展-内転-内旋パターンから開始し、次に屈曲-外転-外旋パターンを行わせた。伸展-内転-内旋パターンに対する用手接触は手掌及び上腕後内側面とし、屈曲-外転-外旋パターンに対しては手背及び上腕後外側面とし、抵抗を加えた。パターンの最終域でリラックスが生じないように留意しながら2往復行い、20秒の休息与え、これを2回繰り返した。

また各手技後には1分間の休息を与えた。

(データの分析)

実施前のASFA値を基準値とし、次式によって算出された改善率を用い、繰り返しの無い二元配置分散分析を行った。

改善率=(各手技実施後のSASFA計測値-基準値)÷(正常可動域180度-基準値)×100

結果

1)実施後のASFAの増加平均値±標準誤差はHRで $9.6 \pm 2.1^\circ$ 、SRで $11.3 \pm 5.6^\circ$ であった。平均改善率±標準誤差は、HRで $13.9 \pm 2.7\%$ 、SRで $15.4 \pm 6.1\%$ を示した(図2)。繰り返しの無い二元配置分散分析の結果、表1に示す通り、両者間に有意差は認められなかった。表1 各手技が改善率に及ぼす影響(分散分析表)

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
全変動	5902.7	23.0			
被験者間変動	4052.9	11.0	368.4	2.2	N.S
手技間変動	12.9	1.0	12.9	0.1	N.S
誤差変動	1837.0	11.0	167.0		

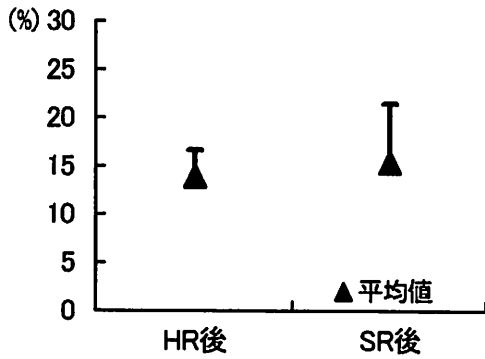


図2 各手技の平均改善率
(平均値±標準誤差)

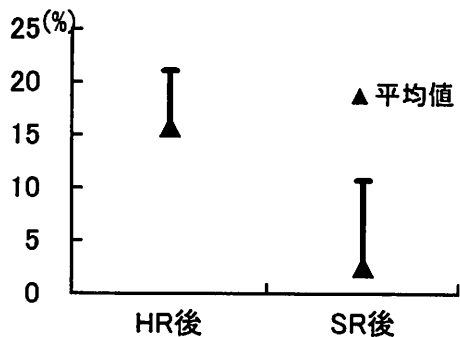


図3 疼痛(+)群における平均改善率
(平均値±標準誤差)

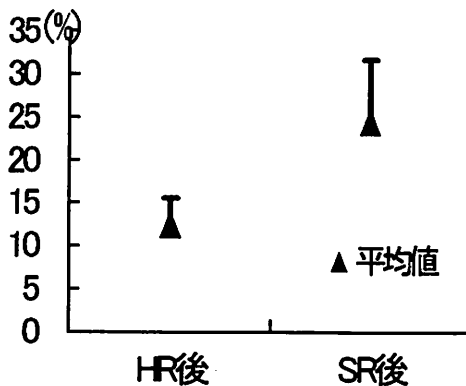


図4 疼痛(-)群における平均改善率
(平均値±標準誤差)

2)被験者を、実施前 ASFA 計測時の疼痛の有無で疼痛(+)群 5 名と疼痛(-)群 7 名に分類し、同様の分析を行った。実施後の ASFA の増加平均値は疼痛(+)群 SR で $1.0 \pm 5.3^\circ$ 、HR で $10.0 \pm 2.7^\circ$ で、疼痛(-)群 SR で $18.6 \pm 8.0^\circ$ 、HR で $9.3 \pm 3.2^\circ$ あった。平均改善率は、疼痛(+)群 SR で $2.6 \pm 8.1\%$ 、HR で $15.8 \pm 5.2\%$ で、疼痛(-)群

SR で $24.5 \pm 7.2\%$ 、HR で $12.5 \pm 3.1\%$ であった(図 3, 4)。繰り返しの無い二元配置分散分析の結果ではいずれも有意差は認められなかった。

考察

HR については、健常者を対象に肩関節外旋角度の有意な増大をもたらしたとする武富⁷⁾の報告、持続伸張と比較した Tanigawa⁶⁾の報告、脊椎疾患患者を対象として持続伸張と比較した和気ら⁸⁾の報告からもその有効性は明確である。

SR については、検索し得た限り、肩関節疾患患者を対象に滑車運動と比較し有意な ASFA の改善率の増加が認められたという我々の報告のみであるが、今回の比較研究では SR と HR の両手技間に臨床的優位性は認められなかった。

また、自動屈曲時の疼痛の有無で被験者を分類した今回の結果からは、有意差は認められなかったが、平均改善率については、HR は両群において一定の改善傾向を示し、疼痛(+)群では SR と比較し改善傾向が大きかった。また SR は、疼痛(-)群で改善傾向が大きかった。

これらの改善率増加の理由は、HR では拮抗筋への抑制作用が考えられる^{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8)}。SR では、Sherrington の継時誘導による主動筋の促通と、抵抗に抗して自動運動を行う際には、短縮した拮抗筋が主動筋の筋紡錘の一次求心性繊維を経て抑制され続けるという相反抑制の機序が推測される^{2, 3, 4, 5)}。

以上より、疼痛を伴う症例の関節可動域の増

大を目的とする場合、HR は関節運動を伴わず、安全で効率的であることが推測さる。しかし、本研究からは、主に筋力増強や協調性の改善に用いられる SR でも可動域の増大が得られることが示唆された。

9) 田中良美, 新井光男: スロー・リバーサル及び滑車運動が肩関節自動屈曲角度に及ぼす影響. PNF リサーチ, 1(1): 24-28, 2001.

参考文献

- 1) Voss DE, Ionta MK, Myers BJ: Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; Patterns and Techniques. Third ED, Harper & Row, U.S.A. pp298-311 1985.
- 2) Adler SS, Beckers D, Buck M: PNF in Practice. Splinger-Verlag, Germany, pp17-31 1993.
- 3) Sullivan PE, Markos PD, Minor MA: 臨床 PNF. 石川友衛・吉松俊一監訳, メディカル葵出版, pp44-159 1988.
- 4) 今井基次, 柳澤 健: PNF アプローチ. 細田多穂・柳澤 健 編集 理学療法ハンドブック 改訂第 2 版, 協同医書出版社, pp293-350 1994.
- 5) 柳澤 健, 乾 公美: PNF マニュアル, 南江堂, 東京, pp 67-71, 2001.
- 6) Tanigawa MC: Comparison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. Phys Ther 52: 725-735, 1972.
- 7) 武富由雄, 村木敏明: 健常者における肩関節内旋筋に対する HOLD-RELAX 手技による外旋可動域拡大の効果. 理学療法学, 19: 457-460, 1992.
- 8) 和気英樹, 柳澤 健, 清水ミシェル・アイズマン他: ホールド・リラックス手技と徒手持続伸張手技による膝関節可動域改善の比較. 理学療法学, 21(4): 279-283, 1994.

神経筋促通法(PNF)教授活動に筋電図を用いる試み

A trial for PNF teaching with Electromyography

秋山 純和¹⁾西田 祐介²⁾獅子内 善徳²⁾樋口 善英²⁾

Sumikazu Akiyama

Yusuke Nishida

Yoshinori Shishinnai

Yoshihide Higuchi,

要 旨：理学療法養成校における神経筋促通法(PNF)教授に関して筋電図の利用を試みた。対象者は運動学、基礎的な運動療法の授業を修了している学生(第3学年)を3群各10名(A群:1回授業群、B群:3回授業群、C群:5回授業群)に分けた。教授者は被験者にPNFを施行して導出した筋電図を学生に示し、同一被験者に学生がPNFを施行して同じ筋電図を出すよう課題を与えた。課題としたパターンは上肢伸直屈曲・外転・外旋パターン(D2fl)と上肢伸直伸展・内転・内旋パターン(D2ex)とした。筋電図は上腕二頭筋、上腕三頭筋、尺側手根屈筋、橈側手根伸筋から導出した。教授者と学生の筋電図の比較は、活動時間、root mean square(RMS)と積分値(iEMG)を計算し、さらにconstant error (CE)とroot mean square error (RMSE)を求めて比較した。結果、活動時間はD2flではA群は施行時間が長く、C群では短くなる傾向にあった。各筋目標値についてA群ではばらつきが大きく、C群では少ない傾向にあった。また、学習初期には末梢への抵抗が困難な様子が示された。筋電図をPNF教授に利用することで、より客観的な教授の可能性が考えられた。

Key Word : PNF、教育、筋電図

Abstract: On proprioceptive neuromuscular facilitation(PNF) teaching at a school for physical therapy, we have tried to introduce the method of it to our students with aid of Electromyography(EMG). Subjects were third-year students who had learned kinesiology and basic therapeutic exercise. We divided them three groups and each group was ten students (group A : one lesson at class, group B : three lessons, group C : five lessons). At first, the lecturer showed EMG that were induced from subjects then ordered them to submit the same EMG as one that students gave the same PNF exercise to the same subjects as the lecturer did. The theme patterns of upper extremity were flexion-abduction- external rotation(D2fl) with extension and extension-adduction- internal rotation with elbow extension.(D2ex) EMG was gotten from biceps brachii, triceps brachii, flexor carpi ulnaris and extensor carpi radialis brevis. We compared the lecturer's EMG with student's ones counting activation time, calculating root mean square (RMS) and integral EMG (iEMG). In addition to, they were estimated on constant error (CR) and root mean square error (RMSE) and compared to them. As the result, there were shown to tend that it was longer exercise time on group A and it was shorter on group C on activation time in D2fl. On the target value of each muscles, it tend to be large variance on group A but it was small variance on group C. And in the beginning of learning, difficulty of distal resistance was showed. Using EMG for PNF teaching, we think that there was a possibility of the objective lecture.

Keywords: PNF, education, EMG

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

Department of Rehabilitation, Shizuoka Rheumatism Orthopedic Rehabilitation

目的

理学療法養成校において神経筋促通法 (PNF : proprioceptive neuromuscular facilitation) の授業が行われているのは周知の事である。しかし、養成校における科目・授業時間は過密であり、PNF を教授する場合も時間が限られているのが現状である。このため PNF をすべて教授することは、困難であり、授業では基本技術、特殊技術と基本パターンの実技を紹介する程度にとどめているのが現状と考えられる。PNF の治療技術面に関して従来から技術習得に時間がかかることが従来から指摘されている。また、教授活動の際に、実技における客観的なフィードバックに困難性がある¹⁾。

本研究では養成校における PNF 教授に際して筋電図の利用が可能か基礎的な検討をしたので報告する。

方法

PNF を教授した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教授対象の条件とした²⁾。学生を 10 名づつ 3 群(A、B、C 各群)としたが、A 群のみ 1 名を欠損値とした。授業期間は 2001 年 4 月 16 日から 2001 年 7 月 2 日であった。各群に対する筋電図測定は A 群 4 月 23 日、B 群 5 月 28 日、C 群 6 月 25 日であり、筋電図測定までの授業回数は A 群 1 回、B 群 3 回、C 群 5 回であった。授業内容は上肢、下肢のいわゆる基本パ

ターンを中心に行ったが筋電図測定に用いた上肢肘伸直屈曲・外転・外旋パターン(D2fl)と上肢伸直伸展・内転・内旋(D2ex)は 1 回指導した他は、以降の授業のなかで施行しないようにした。筋電図は上腕二頭筋部(BB)、上腕三頭筋部(TB)、尺側手根屈筋部(FCU)、橈側手根伸筋部(ECR)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 Lob)を用いて時間計測、表計算 root mean square(RMS)、積分値(iEMG)を求めた。筋電図の計測方法は、筋活動の始めと終わりまでとした(図 1)。

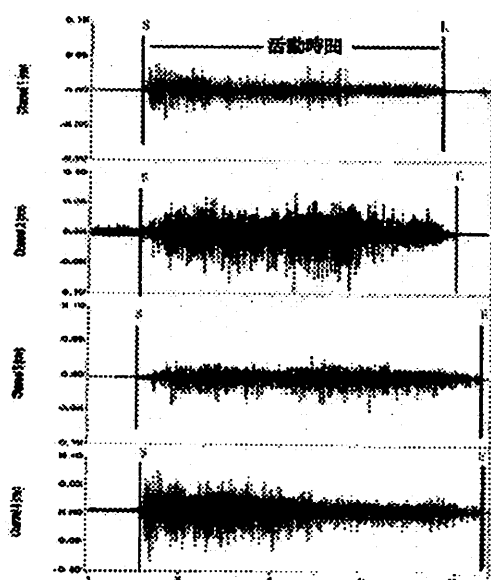


図 1 上から順に上腕二頭筋、上腕三頭筋、尺側手根屈筋、橈側手根伸筋の筋電図波形で時間計測の始め(S)と終わり(E)

計測値は活動時間、RMS および iEMG を目標値として、学生に PNF を施行して教授者が施行したと同じ筋電図を出すよう課題を与えた。教授者と学生の筋電図は、目標値との差の大きさを constant error (CE)とし、目標値からの差(絶

対値)を root mean square error (RMSE)として比較した(図 2)³⁾。

$$\begin{aligned} \text{活動時間差} &= \frac{\text{学生} - T(\text{教授者})}{n} \\ \text{RMS} &= \sqrt{\frac{\sum x^2}{n}} \\ \text{iEMG} &= \sum \sqrt{x^2} \\ \text{CE} &= \frac{\sum (T(\text{教授者}) - \text{RMS}(\text{学生}))}{n} \\ \text{RMSE} &= \sqrt{\frac{\sum (T - \text{RMS})^2}{n}} \end{aligned}$$

図 2 計算式計測値から算出した

RMS と積分値(iEMG)および CE と RMSE

結果

筋電図の活動時間については、D2fl では CE では FCU を除く 3 筋で A 群で施行時間が長く、B 群、C 群では逆に短くなる傾向にあった(図 3)。D2ex でも同様に経過とともに施行時間が短くなる様子が観察された(図 4)。また、D2fl、D2ex とともに A 群では、ばらつきが大きく、C 群では小さくなる傾向が観察された。RMS における CE の状況は、D2fl では A 群では各筋とも小さく、B 群、C 群で増大する傾向にあった。BB を除く 3 筋で目標値よりやや大きい傾向にあった(図 5)。D2ex では TB を除く 3 筋ははじめ目標値から小さい傾向にあったが、最終では FCU と ECR では逆に大きくなる傾向が観察された。TB は A 群で大きく、C 群で目標値に近づく傾向であった(図 6)。RMS における RMSE では D2fl では B 群で BB と TB は目標値から離れる傾向にあったが FCU、ECR は B 群、C 群で目標に近づく傾向にあった(図 7)。D2ex においても同様に B 群で離れる傾向にあり、C 群では近づく傾向にあった(図 8)。iEMG では D2fl における CE は A 群では、はじめ TB、ECR は目標値より大きく、BB と FC は低い傾

向にあり、総じて低い傾向にあり、C 群で目標値に近づく傾向にあった(図 9)。D2ex では、BB は目標値から小さくなる傾向にあり、他 3 筋は目標値に近づく傾向にあった(図 10)。iEMG における RMSE では D2fl および D2ex とともに総じて、TB を除いては次第に目標値に近づく様子であった (図 11, 図 12)。

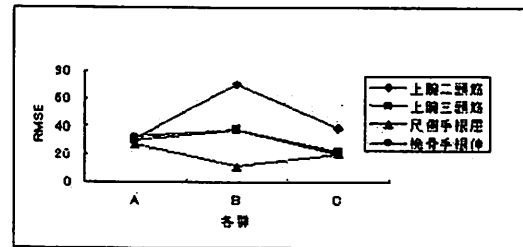


図 3 各群と各筋の活動時間差で

上肢伸直屈曲・外転・外旋パターン(D2fl)

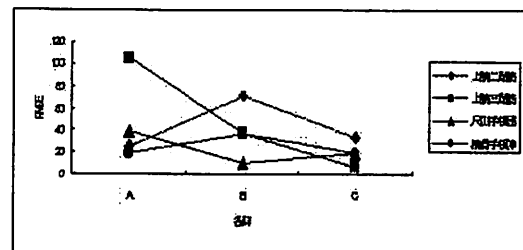


図 4 各群と各筋の活動時間差で

上肢伸直伸展・内転・内旋パターン(D2ex)

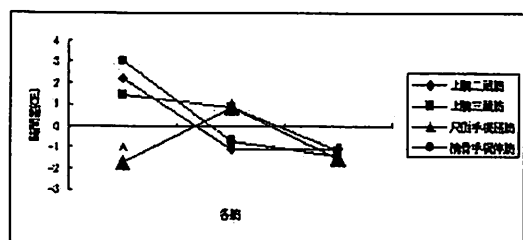


図 5 RMS における CE で

上肢伸直屈曲・外転・外旋パターン (D2fl)

神経筋促通法（PNF）教授活動に筋電図を用いる試み
A trial for PNF teaching with Electromyography

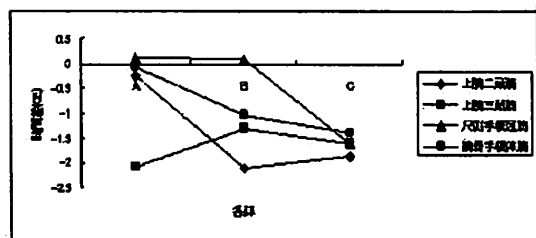


図6 RMSにおけるCEで

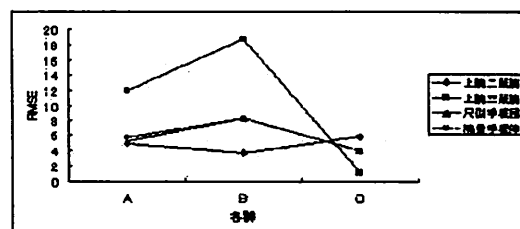


図10 iEMGにおけるCEで

上肢伸直伸展・内転・内旋パターン(D2ex)

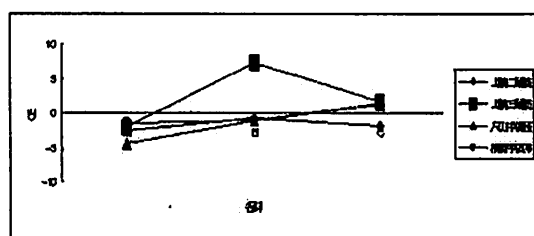


図7 RMSにおけるRMSEで

上肢伸直伸展・内転・内旋パターン(D2ex)

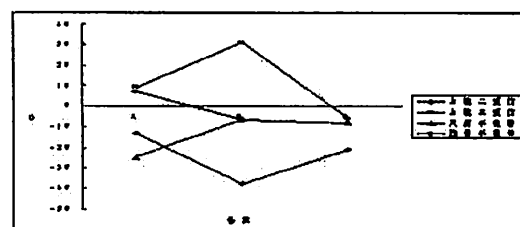


図11 iEMGにおけるRMSEで

上肢伸直屈曲・外転・外旋パターン(D2fl)

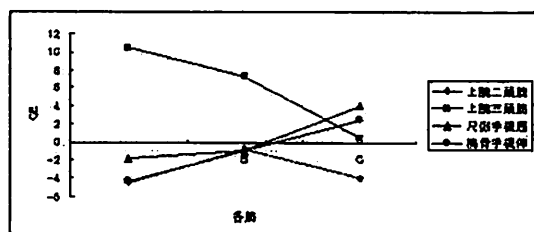


図8 RMSにおけるRMSEで

上肢伸直屈曲・外転・外旋パターン(D2fl)

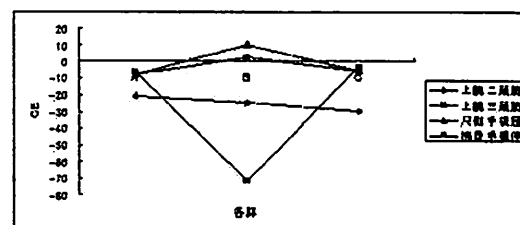


図12 iEMGにおけるRMSEで

上肢伸直伸展・内転・内旋パターン(D2ex)

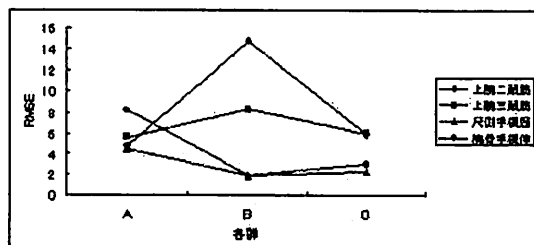


図9 iEMGにおけるCEで

上肢伸直屈曲・外転・外旋パターン(D2fl)

考察

これまで PNF 教授法に関する報告をみないが、PNF 開発当時から学習者がお互いを被験者としてすばやい伸張、抵抗量、抵抗の方向、牽引などの促通要素について術者にフィードバックをおこなってきたと考えられる。学習者をお互いに被験者とする場合は特別な器具を必要とせず、安価であり今も優れた教育方法と考えられる。

しかし、一方では感覚だけのフィードバックでは運動学、神経生理学の未熟な学生や初めて

PNF を学ぶ人達に対しては困難性のあることを経験する。本研究では PNF 学習に際して被験者の感覚だけでなく、時系列で目に見える形でフィードバックを与えることができればより効率的との考えから筋電図の利用を試みた。また、障害者に実施する前段階としてのシュミレーションとも考えられる⁴⁾。

結果から、学習初期に抵抗時間は、教授者に比べて学生は活動時間が長く、また筋電図では目標値から小さい傾向にあり、各筋に対する抵抗量が上肢伸直伸展・内転・内旋パターン(D2ex)で抵抗量の少ないことが推察された。また、上腕三頭筋に対する抵抗量は不必要に多いと考えられるが、実技回数が多くなるに連れて抵抗量は、総じて目標値に近づいたと考えられる。しかし、学習が進むにつれて逆に教授者より抵抗量は多くなっていると考えられる。さらに抵抗を掛けている時間が教授者より短くなることが分かった。学習者にとって抵抗は容易ではないが、中枢と末梢への抵抗、抵抗量が一定でない点などが時系列で示すことができ、客観的なフィードバックに有用と考えられた。

筋電図を常に利用することは制約された時間内における PNF 教授活動では効率が悪いので学習初期と学習終期といった導入方法の検討が必要と考えられる。また、教授者が施行して得た筋電図波形におけるモデルが皆無に等しい現状があるので今後の課題と考えられる⁵⁾。また、本研究では筋電図の解析が3群と少なく、また、各群で被験者が異なるので再度検討が必要と考える。

参考文献

- 1) Voss D.E, Ionta M.K., Myers B.J.(福屋靖子監訳): 神経筋促通手技、協同医書、1989、東京
- 2) 沼野一男: 情報化社会と教師の仕事、国土社、1986、東京
- 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 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ー臨床像の教授法についてー、第 46 回国病院・国立療養所学会、1991、名古屋
- 5) 秋山純和、仲島: 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、2000、埼玉

発症後 10 年経過した脳卒中片麻痺患者に対する PNF アプローチの試み ～歩容の改善ならびに持久力に着目して～

木村 智子

Tomoko Kimura

要 旨：発症後 10 年経過した脳卒中片麻痺患者に対して、歩容の改善を目的に PNF アプローチを実施した。方法は、体幹筋群を活性化させる目的で、寝返りを利用した下部体幹のアプローチから開始した。その後麻痺側の下肢パターンを利用して、下部体幹の動きを引き出していった。さらに、プラットフォーム上で骨盤帯を促通しながら、スクーティング動作を行わせ、平行棒内でのステップ動作へと移行していった。その結果、歩行立脚期の安定性向上と遊脚初期の下肢振り出しが可能になった。また、アプローチ開始時には、効果持続時間は短かったが、約 5 ヶ月（1 回/週）経過した時点では、効果持続時間を若干延長することができた。PNF アプローチにより、潜在的に残存していた体幹筋を促通することができ、歩容は改善されたものと考ええる。また、アプローチ効果という観点から、普段使うことができない筋群を動作の中で使用する機会が少しでも与えられ、これを繰り返して継続させることができれば、筋持久力も発揮されるようになり、長期的な効果へとつながるものと考ええる。

Key Word：下部体幹筋群・歩容の改善・PNF アプローチの効果

はじめに

今回、発症後 10 年経過した脳卒中片麻痺患者に対して、歩容の改善を目的に PNF アプローチを実施した。その結果、歩容の改善がみられたので、アプローチ内容と経過について報告する。また、歩行動作における持久力という点から、治療効果の持続性についても若干の見解が得られたのでここに報告する。

症例紹介

症例は、平成 2 年 8 月 9 日に脳出血にて右片麻痺を呈した 66 歳の男性である。発症後 S 医大にて手術が行われ、その後リハビリテーショ

ン目的で O 病院へ転院となる。歩行および身の回り動作の確立にて退院となり、その後はリハビリテーション目的で S 病院へ 1 回/週の通院を実施していた。平成 12 年 10 月 17 日、介護者の都合により一時的に老人保健施設 A へ入所となる。

経過と PNF アプローチ

入所時、ブルンストロームステージテストは上肢・手指・下肢すべて 3 で、知覚は表在・深部覚ともに軽度鈍麻、関節可動域は右足関節背屈が 0° で制限されていた。また、軽度の構音障害が認められた。その他、高次脳機能にも問題は認められなかった。寝返りおよび起き上が



図1 PNFアプローチ前後における遊脚期の歩容変化状況
上：PNFアプローチ前 下：PNFアプローチ後

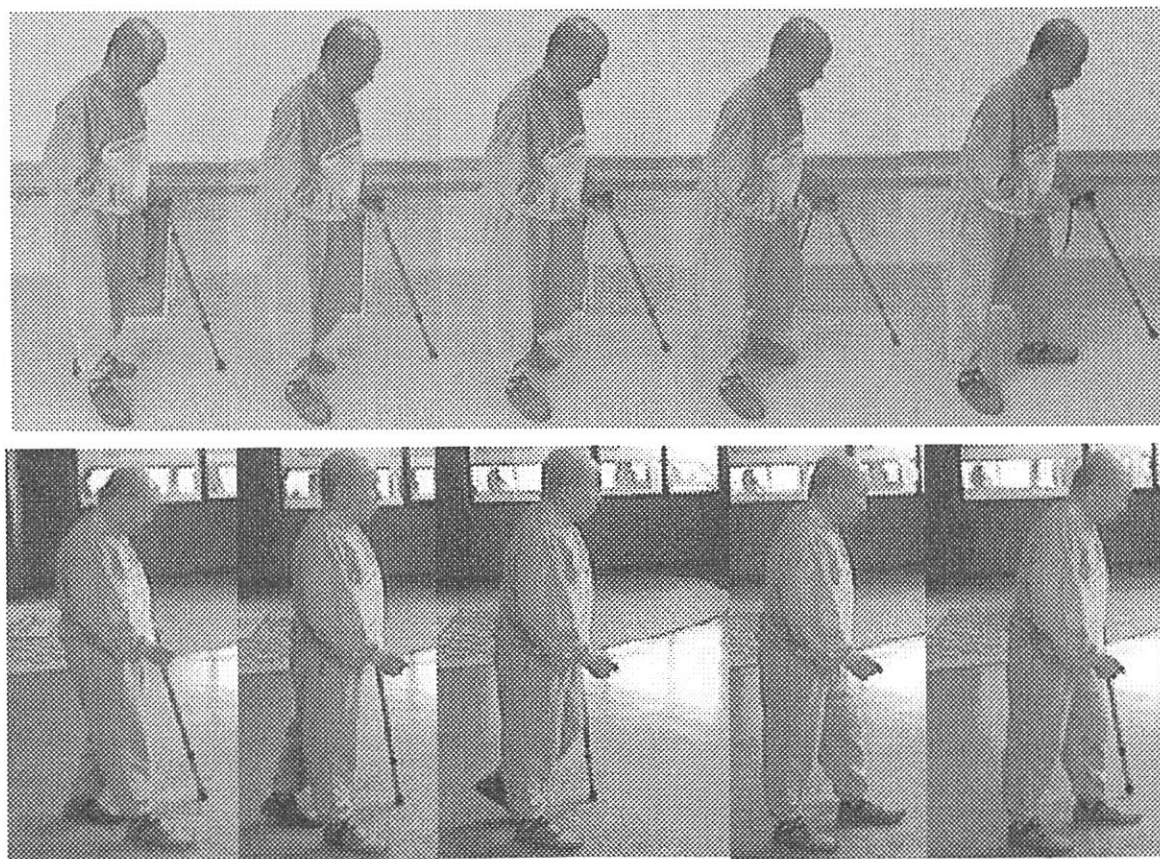


図2 PNFアプローチ前後における立脚期の歩容変化状況

りは自立しており、椅子からの立ち上がりには物的介助を要するが、立位保持は自立していた。歩行は T 字杖を用いた自立歩行が可能であったが、杖は着床されることが少なく、バランスをとるために把持されている傾向であった。

歩容に関して、右下肢遊脚初期には下部体幹の活動性は低く、右骨盤帯の前方挙上が見られなかった。また、右下肢は外旋位のままで、足尖部の離床は認められず、左下肢および体幹を伸展させることにより外側前方に振り出されていた (図 1)。右下肢立脚期においても、骨盤周囲筋群をはじめとした下部体幹筋群の活動性は低く、右下肢に十分な荷重をかけることができず、重心を後方に残したまま下肢全体を使って支持していた (図 2)。重心が後方に残ってしまうため推進力が得られず、その場で足踏みをしてしまう場面もみられた。また、後方に重心が残る立脚期には、左手で把持している杖を前方に振り出し、バランスをとることが多くみられ、右上肢の緊張は高く肘関節および手指は常に屈曲位をとっていた。全体的に、歩行中は体幹が右側へと回旋した状態であり、進行方向に対して対角線上の動きを見せることはなかった。

セルフケアは自立しており、院内生活においても自己管理は十分可能な状態であった。しかし、歩行に関して、長期的展望から歩容の改善が望まれると判断し、PNF アプローチにより歩容の改善を試みることにした。

PNF アプローチは、体幹筋群の活性化を目的として、寝返りを利用した下部体幹のアプローチから開始した。体幹の屈筋群は早期に使用

可能となったが、伸筋群はなかなか活動させることができなかった。そこで、非麻痺側を下にした側臥位で下部体幹筋群を促通した。方法は、非麻痺側下の側臥位で股・膝関節を中等度屈曲位とし、リラックスした状態から下部体幹の伸展パターンにおける開始肢位をとらせるよう、両膝を離床させる動作を行わせた (図 3)。

その後、寝返りにおいて体幹の伸筋群も使用可能となったため、麻痺側下肢の膝屈曲を伴う屈曲－内転－外旋パターンおよび膝伸展を伴う。

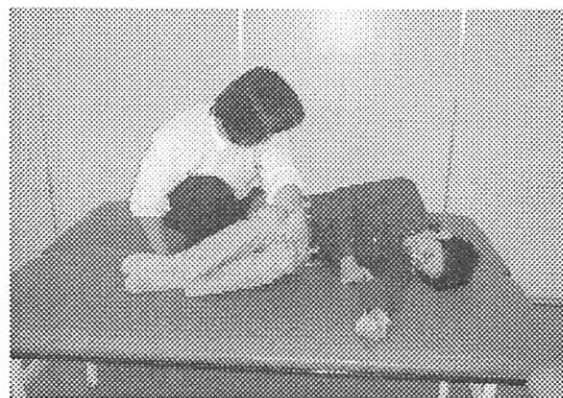


図 3 側臥位での下部体幹 PNF アプローチ

伸展－外転－内旋パターンを利用して、骨盤帯および下部体幹の動きを引き出していった。さらに、プラットフォーム上で骨盤帯の前方挙上および後方下制を促通しながら、前方へのスクエーディング動作を行わせた。特に麻痺側の後方下制に関しては、非麻痺側の骨盤帯前方挙上に対して最適抵抗を加え、そこからの溢れ出し (Irradiation) を利用することにより、より促通することができた。下部体幹筋群の活動性が高められてきた時点で、平行棒内におけるステップ動作へと移行していった。平行棒内では主に立脚期に着目して、骨盤帯の後方下制をより強調したアプローチを実施した。この際もスク

ーティング動作時と同様に、非麻痺側の骨盤帯前方挙上を利用した間接的アプローチを実施するとともに、麻痺側の骨盤帯後方下制への直接的アプローチを実施した。麻痺側の骨盤帯に対して最適抵抗を加える場合、はじめは方向性を誘導する程度の軽度介助が必要であったが、次第に抵抗運動へと移行することができた。以上のようなアプローチを週に 1 回の割合で実施した。

PNF アプローチを開始して、約 1 カ月で歩容の改善が認められた。遊脚期においては、下部体幹の活動性が高められ、体幹屈筋群を使用しながら骨盤を固定することで、身体が進行方向を向いたまま下肢を前方へ振り出せるようになった。また、足尖離床も認められ、上肢の緊張も若干低くなった（図 1）。立脚期においては、骨盤帯の後方下制が不十分ではあるが可能となったことで、荷重を受けながら重心を前方へ移行させることができるようになり安定性は向上した。また、体幹の伸展もみられるようになった。さらに、杖でバランスをとることもなくなり、杖は着床されるようになった（図 2）。しかし、この時点においては、アプローチ直後の数メートルしか歩容の改善は得られず、治療室を退室するとともに以前の歩容に戻っていた。そして、日常生活のほとんどの時間は以前の歩容で歩く状態であった。しかし、この PNF によるアプローチならびに、その後の歩行練習を継続したところ、4 カ月目にはアプローチ後は 2 階にある自室まで、改善された歩容で移動することが可能となった。

考察

本症例は、高次脳機能も特に問題はなく、寝返りや起き上がりなど日常生活を行う上で、集団的にはあるが体幹筋群を使用することができていた。また、歩行に関しても、下部体幹や殿筋群はあまり活動させることはなかったが、集団的に体幹全体を剛体として筋緊張を利用しながら歩行している状態であった。本来、PNF による治療アプローチはポジティブアプローチと言われ、治療は常に積極的で身体面、情緒面において患者ができることに主眼が置かれるべきであると考えられる。またこれは、患者の機能的活動の遂行が改善されることを目的として実施されるものである。このような考えのもと、本症例の身体機能に着目したところ、体幹筋群は集団的に日常生活場面において使用可能であることから、潜在的にもう少し機能的な働き方ができる能力を持ち合わせているのではないかと考えた。そこで、PNF アプローチによる促通を試みることにした。

発症後 10 年経過している本症例は、これまで体幹筋群を意識的に使用することがなかったと思われる。また、PNF アプローチを施行する際、下部体幹筋活動が十分に発揮されていない状況においては、殿筋群の機能的活動を促通することが困難であった。そこでアプローチとしては直接パターンを施行するのではなく、集団的活動に留められている体幹筋群を活性化させた上で施行すべきではないかと考え、寝返りという日常的に行われている動作を利用して、活性化を図ることとした。

PNF アプローチにより促通することで、意識的に体幹筋群を活動させることができ、機能的な動作遂行（歩容の改善）が可能となったことから、本症例は潜在的な体幹機能が残存していたのではないかと推察する。しかし、発症後の長い経過の中で、これら潜在的な機能を使用することがなかったために、すぐ日常的に使用していけるほどの促通効果を持続させておくことが困難だったのではないかと考える。ただ、意識下ではあるものの、その機能を活性化させることができることから、適宜治療アプローチや歩行練習、自主練習などにより意識下での使用を繰り返させることで、普段の生活においては使用されていないであろう筋群の持久力が向上してくるのではないかと考える。これら持久力が向上したことから、アプローチの継続により促通効果持続時間も延長していくことができたのではないかと考える。従って、PNF アプローチ直後の効果持続時間が短時間であったとしても、その促通された状況を繰り返し作り上げることで、持久力も向上させることができ、日常的に機能的活動が行えるような長期的効果へとつながるのではないかと考える。

参考文献

- 1) 柳澤健 他;PNF マニュアル,南光堂,2001
- 2) 高橋護;PNF を用いた片麻痺患者の歩行訓練,理学療法学 18;596-599,1991

片麻痺患者の歩行訓練

高橋 護¹⁾

Mamoru Takahashi

はじめに

歩行とは、ある場所からある場所への移動の道筋を意味している。歩行はヒトの機能の最高到達段階の一つで高度な自動性で支配されており、連続した基本的運動能力の発達が必要である。正常な歩行には、滑らかでリズムカルな前方移動、交互の一脚上の体幹バランス、下肢長の調節などの機能的な一連の連続した動きが自動的な反応として現れる。

歩行はただ単に移動に際して最少の時間と最小の経済的エネルギー消費が要求されるのみでなく、脳・心臓、および他の生命に関係する組織を歩行による衝撃から守るために、滑らかな動きが最上の機能を発揮する上で必要である。

ヒトは周囲の状況に応じて、その状況に必要な反応が自動的にできなければならない。安全に歩行ができるためには、外部からのストレスに対して、バランスを失うことなく反応できる能力が必要である。

正常な歩行には次のような条件が必要である。

- ①必要に応じた速度で歩くことが出来る。
- ②必要に応じた距離を歩くことが出来る。

③歩行中に外部からストレスを受けても安全に対応が出来る。

④2足歩行を支える全ての合理的メカニズムが完全に働いている。

⑤外観上見かけがよい、などの働きが必要である。

片麻痺患者の歩行には、正常歩行に必要な要素を満たすことができない要素が組合って、種々の異常な動きが見られる。これらの動きは単独で現れることはほとんどなく、複合的に現れているのが一般的である（表：1）。

これらの複合的に現れている異常な歩行を、PNF法をどのように適用して治療していけばよいのか概述する。

片麻痺患者の歩行パターン

突然に体が2等分されたかのような運動能力の障害が生じる片麻痺患者には、種々の影響が現われる。麻痺側の筋緊張は弛緩段階から次第に緊張を増し（なかには遷延的な筋弛緩状態が続く患者もいる）、異常な連合運動や共同運動パターンに支配された定型的な運動パターンが現われてくる。患者は自由に動くことが出来なくなり、動くことが出来ても定型的な運動

¹⁾ 湯河原厚生年金病院 リハビリテーション室
Yugawara Koseinenkin Hospital.

パターンから逸脱した運動は出来なく、非麻痺側で代償した異常な運動パターンのみで運動を行なうようになってくる。全ての動作には随意的な努力が必要であり、バランスや平衡反応も減退または消失し、自分の姿勢を維持するのさえ最大の努力が必要になってくる。支持基底面が移動する動作では、特に転倒への恐怖感を強く感じ筋緊張が強調されるようになってくる。

表1 片麻痺患者の異常歩行パターン

(1)立脚期での異常歩行要素

- ① 外側方向への不十分な体重移動
- ② 体幹前屈
- ③ 股関節の不適切な下肢
 - (a)挟み状下肢
 - (b)下肢の後方への遅れ
- ④ 膝関節の過伸展または膝折れ
- ⑤ 動揺膝関節
- ⑥ 内反足
- ⑦ 尖足
- ⑧ 蹴り出しの消失

(2)遊脚期での異常歩行要素

- ① 不十分な骨盤回旋コントロール
- ② 不十分な股関節屈曲

前述しているように、歩行が実用的になるということは、努力を要しないで、スピードがあり、転倒の恐怖感に襲われることなく安全であることが必要である。そして、満足すべき外観も重要な要素となってくる。

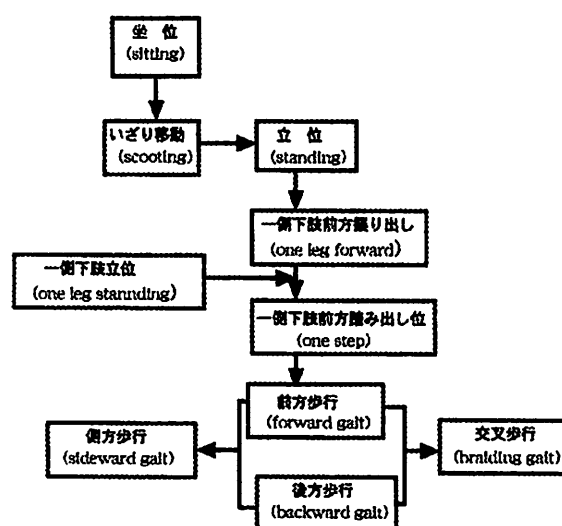
正常歩行を行なう上において、筋力だけでは

充分ではない。歩行に際しては、下肢筋群ばかりではなく、上肢を含んだ体幹筋群も非常に正確なタイミングに従って活動しなければならない。もしも、その活動のタイミングがずれてしまったら、その歩行は異常なものになってしまう。

固有受容性動作が障害されている片麻痺患者の歩行訓練において、ノーマル・タイミング、ノーマル・パターンの筋活動様式を再獲得させる事が最大の治療目的となる。PNF 法では(表：2)の順序に沿った運動能力の獲得を行い、最終的に前方歩行、側方歩行、後方歩行、交叉歩行などの複合的な歩行を行わせて歩行能力の統合を計っていく。

しかし実際の治療に際しては、運動は患者の能力に合せて進めていくことが大切である。患者によっては、一側下肢立位から運動を進めることがあり、直ちに前進歩行から開始することもある。

表2 歩行訓練の順序



歩行運動の実際

1) 坐位（立ち上がり動作）

両足に均等な体重をかけたスムーズな立ち上がり動作は、日常生活動作の基本的な能力であるばかりでなく、実際の歩行においても大切な運動能力の一要素である。立ち上がり動作は、屈曲相と伸展相に分けられる。

(1) 屈曲相

- (a) 頭頸部・体幹の前方屈曲
- (b) 骨盤の前傾
- (c) 両膝は両足の支持基底面よりも前方に移動

(2) 伸展相

- (a) 頭頸部・体幹の伸展
- (b) 相対的な骨盤の後傾
- (c) 両膝と重心の支持基底面内の移動

立位から坐位になるのは上記の動きの逆である。

片麻痺患者の大部分の患者は正中位を保持した姿位を維持することが出来ず、非麻痺側に多くの体重をかけ、骨盤は後傾し脊柱を屈曲位にした非対称的な坐位姿位をとっている。わずかな重心の移動に際して、患者は転倒する危険性を避けようとして、非麻痺側上肢は常に自分の膝を握っているか床面を支持し、そして全身を強く緊張させ、ますます固定された姿位から向け出せなくなってしまう。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。膝関節は両足の前方に移動することができない。

この段階での訓練の主目的は次のようになる。

- ①骨盤を前傾位に保持して両側坐骨に均等な体重をかけることのできる能力の獲得
- ②左右への重心の移動能力
- ③前足部を越えて体重を移動できる能力の獲得

これらの能力を獲得させるための訓練手順の例を次に述べる。

坐位で両上前腸骨稜上に用手接触しての両側骨盤の前傾運動の促通、および臀部後方に用手接触を変えての骨盤・後傾の運動の促通を行なう。最初は、リズムック・イニシエーションテクニックを適用して最終的には抵抗に抗して前傾・後傾ができるようになるまで動きを促通する。上肢は組ませて PT の両肩に当てるか体の前で組ませる（写真：1）。



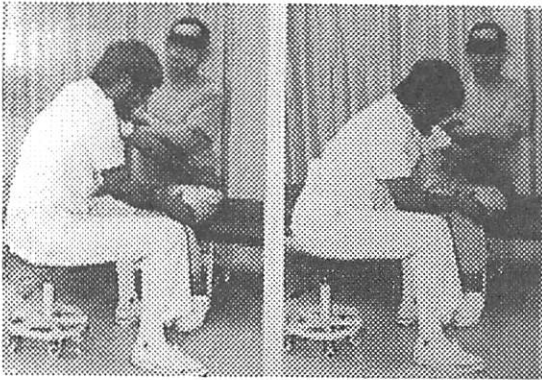
写真：1

骨盤の前傾・

ついで、体幹の垂直位と骨盤を前傾位に保ったままで、左右交互の坐骨結節への重心移動能力の獲得を計っていく。坐骨結節下に手を差し入れて押し附けるように指示する。

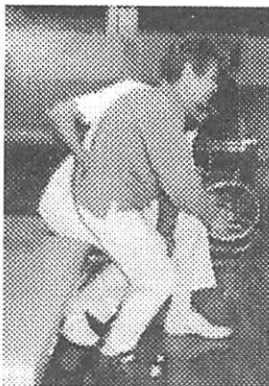
左右への重心移動が可能になってきたら、前方へのいざり動作（Scooting 動作）を促通する。一側坐骨への重心移動の後、対側骨盤の前方移動を行わせる。その動作を交互に繰り返して前方移動を、ついで後方移動をガイドしてい

く（写真：2）。



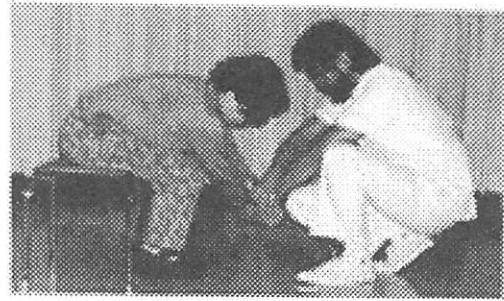
写真：2 scooting 動作

Scooting 動作が可能になってきたら坐位からの立ち上がり動作を指導する。PT は患者の側に位置し、膝関節を保持する。骨盤を前傾位を保持したままで立ち上がりを誘導する足部に体重がかかってくると、臀部を挙上させながら膝関節を伸展させ立位にさせる（写真：3）。麻痺側下肢の伸展支持能力が高まってきたら、両側対称性伸展パターンから両側屈曲パターンへスムーズに変換しながらの坐位からの立位動作への促通を計る（写真：4）。また、チョッピングパターンからリフティングパターンへと変化させながらの坐位から立位動作を促通しても良い。



写真：3

膝伸展保持を介



写真：4

両側対称性伸展パターンと両側対称性屈曲パターンを用

2) 両足を揃えた立位

両足に均等な体重をかけた立位を保持すること、一側下肢へ交互の体重負荷ができることは、一側下肢の振り出しを促通するために必要な要素である。正常では一側下肢に完全な体重をかけると、反対側方向へ自動的に約 2.5 センチ程重心が移動する。この重心の移動が生じることで対側骨盤の下制が生じる。この下制と骨盤の前方回旋の動きが生じることで、下肢の自動的な振り出しが可能となる。重心の側方移動がなければ歩行ができないのは、平行棒を骨盤の広さの幅にして外側移動を許さなくしたら全然歩けなくなる事実で明らかである。

自然な立位では両足の間は約 7.5 センチ離れ、膝関節は軽度屈曲し、骨盤は前傾でも後傾でもない中間位の状態となっている。片麻痺患者は麻痺側での体重支持は困難で、常に非麻痺

側に体重をかけて立位を維持する。片麻痺患者は健常者のように、重心が支持側の足部を超えて前方に移動することが出来ない。それで患者が前方移動するとき、随意的に麻痺側股関節を屈曲して下肢を前方に振り出さざるを得なくなってしまう。体幹と股関節で始まった歩行の異常が、次ぎの踏み出しを異常なものにし、結果として歩行全体が異常なものとなってしまう。

この段階での訓練の主目的は、次のようになる。

- ①両足に均等な体重をかける能力の増大
- ②左右への体重移動能力の増大
- ③立位を保持したままでの体幹の運動性能力の増大

これらの能力を獲得させるための訓練手順の例を次に述べる。

両足を広く開いた立位では体重移動が困難であり、両足を揃えて密着した立位では、バランスをとることが困難となってしまう。それで、立位での運動を行なう際には、両足の幅を7～10センチ程度はなした姿位が適当となる。

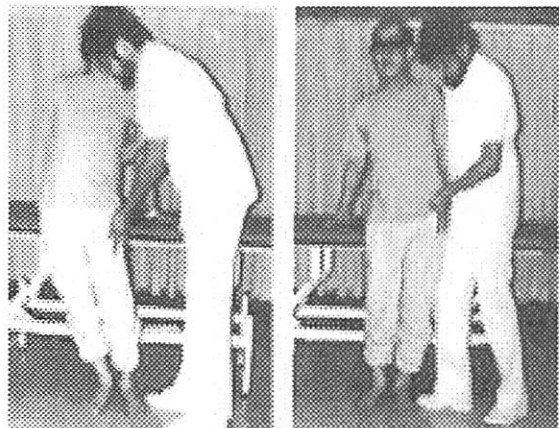
両膝は軽く屈曲位に保持させて立位を維持させる。軽度屈曲位が維持出来ないときには、PTは患者の側方に位置して介助や保持を与えるようにする。両膝を軽く屈曲位にさせることで、骨盤の後傾が矯正され、重心が前方にかかるようになってくる。

片麻痺患者は麻痺側方向だけでなく、非麻痺側への重心移動も制限されているのが一般的である。重心移動に際して、最初は多くの口頭指示と最大の介助が必要かも知れない。PTは

患者の体幹に接するように側方に位置する。患者が安心感を得れるように体幹をしっかりと保持する。リズム・イニシエーションテクニックを適用して自動的な体幹の側方移動が可能になってくると、漸減的に口頭指示と介助の量を減らしていく。体重の移動が可能になってきたら、肩甲帯・骨盤・肩甲帯と骨盤帯、等種々に用手接触する部位を変えて、体幹のバランスを壊さないような漸増的な抵抗をかけて体重移動能力を確実なものにしていく（写真：5）。体重移動運動に際して、最初は平行棒内で両側のバーを移動の目標として移動する感覚を練習した後で、平行棒又は治療ベルトを背にして、最終的に平行棒外にて行なったほうが患者にとっては楽かも知れない（写真：6）。

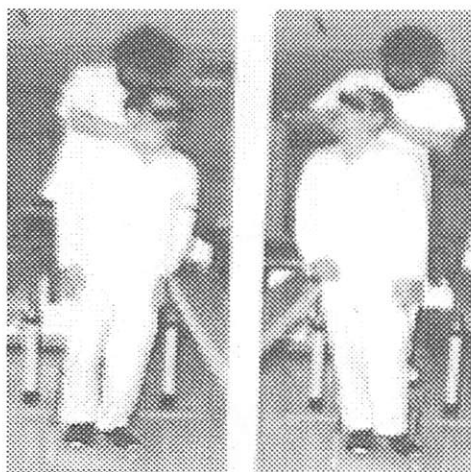


写真：5



写真：6 立位での体幹の側方移動

側方移動が可能になってきたら、立位での頭部パターン、上肢パターン（一側性、両側性、対称性、非対称性）、チョッピングおよびリフティング・パターンを適用して、頭部及び体幹の回旋要素を伴う自動的な体重移動及び平衡反応のより一層の促通を図っていく。例えば、右方向への頭部の回旋を伴う伸展パターンを行なわせることは、右方向への体幹の回旋を伴う伸展と右下肢への重心の移動と両膝の伸展の動きが生じる（写真：7）。これらの動きを通じて、体重移動に伴った体幹および下肢の自動的な動きが促通されるので、患者の立位でのコントロールされた運動性がいっそう促通されるようになってくる。これらの一連の組合せ運動がノーマル・パターン及びノーマル・タイミングで出現しないのであれば、頸部と体幹上部及び体幹、そして下肢の全ての組合せパターンの再構築が必要となってくる。



写真：7 立位での頭部の回旋

（伸展および屈曲）を適用しての重心移動もし患者が上部体幹や頸部及び上肢に比較して体幹下部や下肢によりノーマル・パターン及

びノーマル・タイミングに近い要素があれば、体幹上部や頸部のノーマル・パターン及びノーマル・タイミングの強化のために、下肢や体幹下部のパターンを適用する。強調する部位は、患者の能力に合せて選択されなければならない。強調のために選択されるテクニックには、リズム的安定化、逆運動のテクニックおよび強化のための反復収縮などが適用となる。

3) 一側下肢の前方振り出し

正常歩行の際、足底が床に接している時期（歩行周期の25パーセント）では、膝関節は軽度屈曲位になっている。この膝屈曲位の保持には、ハムストリングおよび驚足筋群が主として働いている。訓練におけるハムストリングスの過度な引き伸ばし伸張は膝関節を不安定にするので避けなければならない。

下肢の振り出しは、股関節や膝関節の屈曲ではなく対側下肢の蹴り出しの慣性力による重心の移動と骨盤の回旋によって自動的に行われる。下肢の振り出しに際して股関節の屈曲は殆ど必要でないか、少なくとも歩行の適切なタイミングの第一番目に必要なものではない。

下肢の振り出しがスムーズに起こるためには、対側下肢の正常な体重移動能力が必要である。片麻痺患者のように一側に問題のある患者では、（麻痺側の）巧緻性レベルである遊脚期の運動よりも、コントロールされた運動性レベルである接踵期から離床期までの動きを先に習得させる必要がある。麻痺側の遊脚期の動きを最初に行なわせることは、随意的な下肢の振り出しを強いることになり、股関節の屈曲の動

きが強化されるようになる。

この段階での運動目的は次のようになる。

- ①両側下肢の体重支持能力の増大(対側下肢のリラックス)
- ②振り出し側骨盤の前方、側方、および回旋能力の増大

骨盤の側方移動を他動的に介助して、患者自身で自動的な非麻痺側下肢の前方下肢の振り出しを行なわせる。この時、麻痺側への骨盤の移動を確実にし膝関節が軽度屈曲位を保持できるように PT は患者の側方に位置して膝関節を手か膝で保持する(写真: 8)。麻痺側および非麻痺側交互への重心移動を促通する。

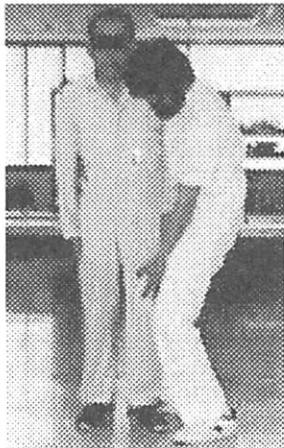


写真: 8

膝伸展保持し

支持しなくても膝の保持ができるようになれば、非麻痺側下肢の挙上(膝関節の屈曲を伴う屈曲・内転パターン)を行わせたり、足指で○や△、仮名文字などを書かせたりして片足立位での平衡反応の増大を計っていく。

体重支持期に生じる動きには、膝関節と足関節に生じる外反突き出しの動きがある。この動きが生じることでわずか 2.5 センチの外方移動で重心移動がスムーズに行なわれるのである。一侧への体重移動の際に、PT の膝を押しつけるようにして立脚側の軽度膝関節の屈曲

と外反突き出しの動きを促通する(写真: 8)。

麻痺側下肢の支持性を一層促進するために、麻痺側下肢支持位で交叉歩行の要素である非麻痺側下肢の屈曲・内転および伸展・内転パターンをおこなせる(写真: 9)。次いで麻痺側下肢の振り出しを促通するために、非麻痺側下肢への体重移動を行わせながら、麻痺側骨盤の回旋と下制を誘導する(写真: 10)。非麻痺側への正しい体重移動が出来ることが、麻痺側下肢が自動的に前方に振り出すことの出来る保障となる。膝の屈曲を伴う屈曲・外転・内旋パターンは骨盤の挙上が生じるので運動の初期の段階では不適である。



写真: 9 麻痺側肢体保持での交叉踏み出し

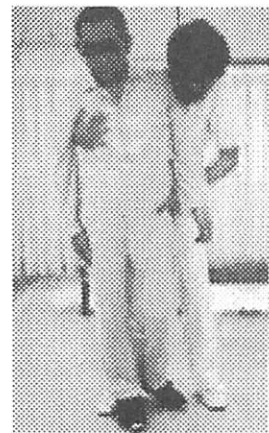
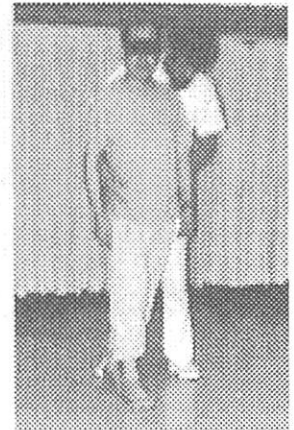


写真 10:

麻痺側骨盤の回旋と下制をガイドしての下肢振り出し

4) 一側下肢立位

この段階での運動目的は、

- ①麻痺側下肢の支持能力の増大
- ②振り出し下肢の骨盤回旋能力の増大
- ③麻痺側下肢支持での非麻痺側下肢の周囲への機能的な検索 (exploring) 能力の獲得。

正常では一側下肢で支持して対側下肢での周囲への機能的な検索能力は非常に広くてほぼ完全に一つの円周をなしている。この動きの間ヒトは上部体幹を正中位に維持して倒れることはない。片麻痺患者が支えなしで転倒の危険性を感じることなく、安心して歩行できるためにこの周囲への機能的検索能力は是非とも獲得させておきたい能力の一つである (写真: 11)。

PT は患者の前方 (平行棒内または上肢で支持した立位姿位) に位置して非麻痺側下肢を保持して麻痺側下肢で立たせる。この時麻痺側膝は過伸展しないように注意する。PT は対側の手で上前腸骨稜上に用手接触を行って、患者の能力に合せた抵抗を加えながら骨盤の回旋を強調する (写真: 12)。屈曲-内転肢位から屈曲-外転肢位まで下肢を保持して、PT が随意的に移動しながら一側下肢立位を保持させる。片麻痺患者は、わずかな重心線の移動でも恐怖感を覚え、全身の筋緊張を増大させることがある。その時には適当な高さ (最初は低く次第に高くして) の台上に非麻痺側の足を乗せて、台上のあらゆる所に移動させての片足立位保持訓練を行わせる (写真 13)。

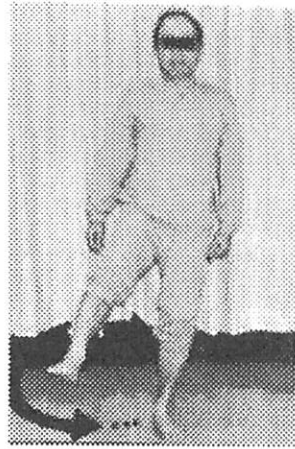


写真 11 :

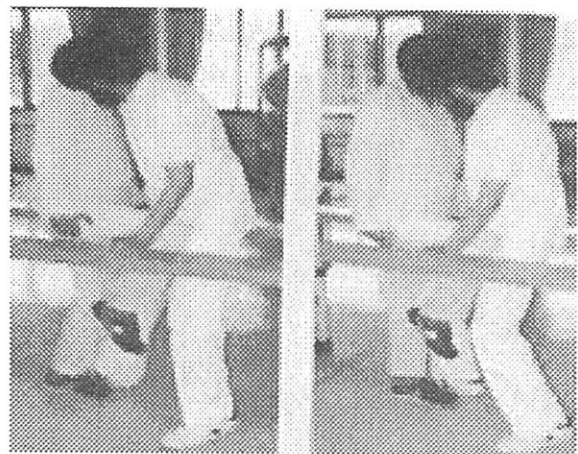


写真 12:立位での骨盤回旋運動

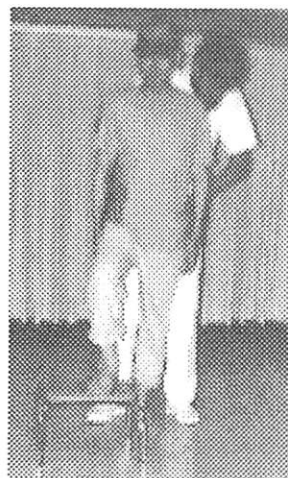


写真 13 :

一側下肢立位保持

この運動手順には体重が完全に支持下肢に移動し、膝関節の軽度屈曲位を維持できることが大切である。膝軽度屈曲位を保持してこれらの動作が出来ない場合には、PT は患者の側方に位置し両膝で患者の下肢を挟んで膝を軽度

屈曲位に保持する。麻痺側下肢での体重荷重と側方への保護的踏み出し反応を促通するために、交叉歩行の要素である屈曲－内転および伸展－内転パターンを適用して斜め前方及び斜め後方への非麻痺側下肢の踏み出しを行なわせる（写真：14）。

麻痺側下肢の運動ばかりではなく、非麻痺側下肢での体重支持運動も行なう。麻痺側下肢の振り出しがうまくできないのは、非麻痺側への体重移動能力の低下または欠如によることが多い。非麻痺側への不十分な体重移動での麻痺側下肢の振り出しは、骨盤の挙上を伴う随意的な下肢の振り出しを行なわざるを得なくなってしまう。

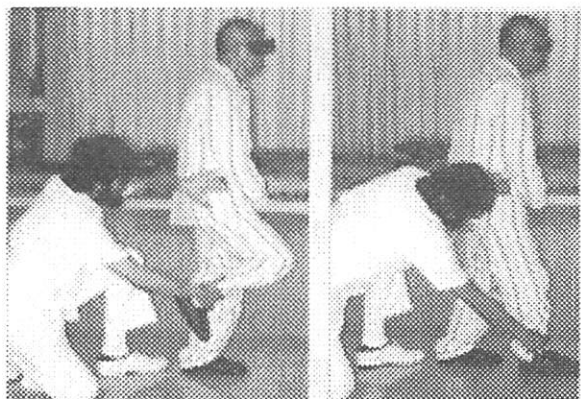


写真:14 麻痺側下肢の前方振り出し

5) 一側下肢を前方に踏み出した立位

両足を揃えた立位姿勢から、一側下肢を前方に踏み出した立位への運動と、一側下肢を前方に踏み出した立位での重心移動と骨盤運動の二つの動きの促通が含まれる。

正常歩行では、接踵直後に膝関節の完全伸展が認められるが、歩行周期においてそれは瞬間的な動きにすぎない。歩行中膝関節は常に5～10度の屈曲位になっている。このわずかな屈

曲が、踵接地時の衝撃を吸収し、立脚期から遊脚期への滑らかな体重移動を可能にしている。歩行周期の15パーセントで外側への重心線の移動が最大（約3センチ）となる。この膝関節のスムーズな動きと重心線の移動能力が消失している片麻痺患者では、膝を屈曲するか、過伸展位にロックするようになってくる。膝が過度に屈曲したり、過伸展位になると麻痺側の足部を超えて自分の体幹を前方に移動することが出来なくなってしまう。麻痺側の足部を超えて体幹を前方に移動することが出来ないと、非麻痺側下肢の振り出しは外転・外旋位に接地するようになる。続く麻痺側下肢の振り出しは、股関節の随意的屈曲を行なって振り出すようになってしまう。

一步前に踏み出した立位で、後方下肢の遊脚期を始めるために、前方踏み出し下肢側の骨盤が前方に回旋している間に、前方下肢足部を超えて対側骨盤が前方に移動できるように運動をガイドする（写真：13）。PTは患者の前方または後方に位置し、両手は患者の両側上前腸骨稜上に用手接触して行なう。

6) 前方歩行

歩行サイクルの最初の10パーセントの間（約0.1秒）で体重の95パーセントの立脚肢への急速な体重移動が現れる。対側下肢の蹴り出し（push-off）力により体幹には1時間に2マイル（1マイルは1609メートル）の移動速度が作りだされる。そして、同側下肢の蹴り出し力と自動的な股関節と膝関節の屈曲によって振り出し下肢は1時間に5マイルの速度で

前方に振り出される。経済的で理想的な歩行速度とは、単位時間に最も長い距離を歩くために最もエネルギーを使わない速度である。経済的速度とは、1分間に約80～120歩である。もしも歩行速度が70歩を割ると骨盤の回旋はまったく起こらず、当然上肢の振りも生じない。

歩行の低速性は他の運動要素を混乱させその反応を遅くさせる。歩行の低速性は、多くのエネルギーとバランス活動が必要になってくる。各運動要素を個別に強調する時には、反応を重視すべきであるが、歩行においてはスピードも重要な因子となってくる。

麻痺側下肢の前方振り出しを促通するために、患者を平行棒の外方に位置し非麻痺側の骨盤をバーに着けさせて、麻痺側足部を保持して骨盤の下制と前方回旋をガイドしながら麻痺側下肢の前方振り出しを促通する(写真:14)。

PTは患者の後方に位置し両側腸骨稜に用手接触を行い、非麻痺側への体重負荷と麻痺側骨盤の下制と前方下制をガイドする。麻痺側下肢が前方に振り出されて体重がかかるにつれて、関節圧縮を加える。膝折れが生じるようであれば徒手的に介助を与え、過伸展が生じるようであれば膝折れを防止する。

全身の筋緊張がそれほど高くない患者の歩行能力の強さや耐久性を高めたり、運動の正常タイミングを高める目的で、肩甲帯および骨盤に用手接触をした抵抗歩行を行う(写真:15)。正常歩行では足底接地と蹴り出し期の前半分に、二度の重心のピーク(約3センチ)がある。選択的な股関節伸展能力が低下している片麻痺患者では、麻痺側支持でのこの時期に体幹の

屈曲の異常な動きが現われる。また、非麻痺側の体重支持においても不十分な体重移動によるピークの低下が現われる。体幹の屈曲が生じると、慣性力が減殺され左右のステップに時間的・距離的にも差が現われてくる。体幹の屈曲を防ぐためにピークとなる時期に合わせて、胸部と背部に両手を合せて体幹の垂直移動を介助するか、“胸を挙げて!”等の口頭支持を与え意識的な体幹伸展を行なわせる。



写真:15

7) 側方歩行

この動きは立位での運動段階に次いで行なうこともある。側方への歩行は、一側の下肢が体幹を支持している間、反対側の下肢の外転を促通する事が可能となる。そして体重移動能力を促通することもできる。骨盤挙上を伴わない股関節外転は多くの患者にとって困難な巧緻性段階の運動であるので、一般的に側方歩行は治療の終わりの頃に強調する。最初は交互の側方への踏み出しから運動を行う(写真:16)。



写真:16 側方歩行

8) 後方歩行

後方への歩行は日常生活動作において必要である。後方歩行には股関節伸展の動きと膝関節の伸展の動きが含まれるので、麻痺側下肢の選択的な動きを促通し、前方への歩行能力の改善にもつながる。後方歩行を行なわせる際には、体幹の屈曲や骨盤の挙上を伴った後方への下肢の伸展が生じないように注意する。これらの動きが生じないで後方への伸展の動きが出来るようになれば、患者の両肩甲骨、両骨盤、肩甲骨と骨盤に用手接触してガイドまたは抵抗を加えながら後方歩行を促通する（写真:17）。



写真:17 後方歩行

9) 交叉歩行

交叉歩行は最も困難な動きであり、下部体幹の回旋、下肢の正中線をこえた交叉、および振り出し下肢を支持下肢の前方と後方への移動、などが歩行手順の中で連続して起こる歩行である。交叉歩行中は他の歩行手順と同様に全体パターンの一つの相や全体の運動の連続性を強調することができる。

まとめ

片麻痺患者の歩行訓練について、私の経験に基づいて概述した。片麻痺患者の問題は多岐にわたり一編の論文で説明出来るものではない。患者の治療において最も注意することは、随意的な努力は痙性や異常な運動を増強する危険性が高いということである。PNF法のテクニックの一つに最大抵抗がある。この最大抵抗は患者が正常な運動反応を引き起こすのに最適な抵抗のことであるが、ややもすると治療者の最大抵抗と誤解されている。抵抗をかけて痙性が高かまったり異常な反応が出るときは、リズムイニシエーション・テクニックが適用となる。

片麻痺患者の治療においては、最大の介助を加えながら外来刺激や固有受容器刺激を与えて正常な運動感覚を導くとともに、正常な立ち直り反応や平衡反応の促通を計りながら、次第に介助量を減らしてゆき、正常な運動を導いていくようにする。

一度痙性や異常な反応を強めると、運動のノーマル・パターン、ノーマル・タイミングは阻

害されてしまう。痙性や異常な反応を強めないように細心の注意を持って、患者を治療していかなければならない。

参考文献

- 1) 中村隆一：歩行の基礎知識、理学療法、1・：5-15、1984
- 2) Perry J: The mechanical of walking. Phy Ther . 47・：778-801、1967.
- 3) 中村隆一、斎藤宏：「基礎運動学」第二版、医歯薬出版、1983.
- 4) エリックビエール、萩島秀男：「PNF 神経筋促通手技」、医歯薬出版、1984.
- 5) 高橋護：神経筋促通法・第三版・、青森理学療法士会出版部、1992.
- 6) D.E.Voss 他、福屋靖子他訳：神経筋促通手技、共同医書、1989.
- 7) Sullivan、P.E 他 石川友衛、吉松俊一監訳：臨床 PNF・統合的運動療法の実際、メディカル薬出版

日本PNF研究会 (JPNFA) 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。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。
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（和文及び英文）、著者名（日本字及びローマ字）、所属機関名（日本語及び英表記）、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）、Keywords（5 語以内）の順に記載し、通し番号を付け、図表および写真を必ず添付する。
 - 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
 - ・ 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。
 - ・ 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。
 - ・ 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。
 - ・ 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（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（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は原則として返却しない。
13. 原稿の送付先：〒180-0023 東京都武蔵野市境南町 3-15-5
日本 PNF 研究会学術局研究会誌担当 覚張秀樹宛 TEL&FAX 0422・39・4688
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。

PNF 研究会

第 2 巻 第 1 号

2002 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

広島大学医学部附属病院 リハビリテーション科

日本 PNF 研究会 (JPNFA) 事務局

E-mail jpnfa@do4.enjoy.ne.jp