ISSN 1346-4795

PNF リサーチ

―PNF Research―

日本PNF学会会誌

Vol.8 No.1 2008

目 次

□原著

一側上肢から反対側下肢への間接的アプローチの影響　佐藤 仁　…… 1

脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす継時的効果　清水 幸恵. 他　…… 7

健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技が膝関節伸展他動可動域及び自動可動域に及ぼす効果　白谷 智子. 他　…… 14

上肢PNFパターン方向の静止性収縮位置の相違が下肢伸展挙上角度に及ぼす影響　重松 栄一. 他　…… 21

脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤への抵抗運動が背臥位からの立位動作に及ぼす影響　平下 聡子. 他　…… 27

脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動の介入が起き上がり動作に及ぼす効果　上広 晃子. 他　…… 34

下肢部分の冷浴および温浴後のPNF施行による足タッピング運動への影響について　弓場 裕之. 他　…… 40

Scootingに対するPNFアプローチが大腿骨頚部骨折術後患者の股関節回旋筋力に与える即時効果　伊藤 貴史. 他　…… 44

立位による荷重がヒラメ筋H波に与える影響　石黒 幸治. 他　…… 50

PNFパターンを用いた骨盤底筋群アプローチの有効性　丸山 倫司. 他　…… 56

□特別寄稿

スポーツとPNF
―スポーツ外傷・スポーツ障害の運動療法とスポーツコンディショニングへの可能性―　覚張 秀樹　…… 61

一側上肢から反対側下肢への間接的アプローチの影響

Influence of the indirect treatment from the one side limb to opposite lower limb

佐藤　仁

Hitoshi Sato, RPT, Ph.D

要旨：本研究目的は、一側上肢へのPNFアプローチで反対側下肢への影響およびその出力を明らかにすることである。健常男性30名（平均年齢21.1歳）を対象に、一側上肢へ屈曲 - 外転 - 外旋パターン（PNF群）と一側上肢肩関節屈曲運動（屈曲群）の開始肢位、中間肢位、終了肢位での静止性抵抗運動を施した。その運動中に両下肢伸展方向にかかる力と、同時に一側上肢の静止性抵抗値を等尺性筋力測定装置で測定し検討した。結果、PNF群上肢終了肢位での静止性抵抗運動中に反対側下肢伸展方向にかかる力が増大し、平均値は7.4kgf・mを示し、最大筋力に対する割合は平均54.3%であった。一側上肢の抵抗値は、両群とも終了肢位が低い傾向であった。一側上肢屈曲 - 外転 - 外旋パターン終了肢位での静止性抵抗運動は、上肢への抵抗は低値だが、反対側下肢伸展方向にかかる力は有意に増大する結果から、一側上肢から反対側下肢への間接的治療法が有効であることが示唆された。

キーワード：PNFアプローチ、間接的治療法、静止性抵抗運動

Abstract：**[PURPOSE]** The purpose of this investigation was to demonstrate the effect of the indirect treatment by proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF). This study examined the extension force of both lower limbs when performing the static resistance exercise for the one side upper limb at the start, the middle and the final positions by PNF flexion-abduction-external rotation pattern. **[METHODS]** The subjects were thirty healthy male volunteers (average age 21.1). Two Hand-Held-Dynamometers (HHD) were attached to the both heels of the subjects in the supine position. The extension force of both lower limbs was measured with HHD during the exercises performed by using the static resistance exercise for the one side upper limb at each position. Simultaneously, the forces of the one side upper limb at each position were measured by a HHD. The maximum extension force of both lower limbs was determined the maximum voluntary static contraction (MVC). **[RESULTS]** During static resistance exercise for at the final position of the one side upper limb, the extension force of opposite lower limb was 7.4kgf・m, and percent MVC was 54.3%MVC. **[DISCUSSION]** The static resistance exercise for the one side upper limb spreads to the trunk and opposite lower limb (continuing movement), and the extension force of opposite lower limb was improved by continuing movement and the dynamics reaction. The influence on opposite lower limb was great because PNF pattern involves the diagonal and spiral movement. Consequently, it was concluded that the static resistance exercise for the one side upper limb by PNF pattern may affect the extension force of opposite lower limb. This method may enables us to more effectively treat muscle strength in patients.

Key words：PNF approach, indirect treatment, static resistance exercise

緒言

固有受容性神経筋促通手技（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation：PNFアプローチ）の特徴は、対角線的かつ螺旋的な運動パターンを用いることである。また介入方法として直接的治療法と間接的治療法に大別できる[1)]

1）国際医療福祉大学　小田原保健医療学部理学療法学科
Department of Physical Therapy, School of Nursing and Rehabilitation at Odawara, International University of Health and Welfare

ことも挙げられる。

筆者は、PNFアプローチにおける間接的治療法の効果について、一側上肢から反対側下肢法への影響をハンドヘルドダイナモメーター（Hand-Held-Dynamometer：HHD）を用いて筋力値で報告してきた[2, 3]。現在、一側上肢屈曲 - 外転 - 外旋パターン終了肢位での静止性抵抗運動中に、対角線上の反対側下肢伸展方向にかかる力が増大し、筋活動に影響をおよぼす結果を得ている。また、一側上肢に2つの運動パターン（屈曲 - 外転 - 外旋パターンと肩関節屈曲運動）を施し、反対側下肢伸展方向にかかる力について検討し、一側上肢への屈曲 - 外転 - 外旋パターン終了肢位での静止性抵抗運動中に、反対側下肢伸展方向にかかる力に影響をおよぼす結果を得ている[4]。

本研究の目的は、これまでの研究方法を総括した測定課題と測定手順とし、一側上肢に2つの運動パターンを用いた。一側上肢両運動パターンそれぞれで、開始肢位、中間肢位、終了肢位での静止性抵抗運動を施し、その運動中に両下肢伸展方向にかかる力をHHDで測定し検討した。同時に、一側上肢への静止性抵抗運動時の抵抗値もHHDで測定し検討した。本研究では、下肢長の影響を考慮してトルク値を算出し、対角線上の反対側下肢への影響およびその出力を検証した。

対象と方法

被検者は、研究目的を説明し同意を得た、四肢に疼痛がない健常男性30名で、平均年齢（標準偏差：Standard Deviation; SD）21.1（1.1）歳、平均身長（SD）は170.5（4.8）cm、平均体重（SD）は63.4（7.3）kg、平均右上肢長（SD）は74.3（2.9）cm、平均右転子果長（SD）は79.8（3.3）cm、平均左転子果長（SD）は80.0（3.6）cmであった。結果に影響をおよぼすと考えられる整形外科的疾患や神経学的疾患の既往者、重症腰痛者は除外した。

HHDは、アニマ社製等尺性筋力測定装置（μ-Tas MF-01）を3台使用し、測定時間最長10秒間、マニュアルモード、力の単位をkgfに設定した。両踵部に装着したHHDの基準値は、センサーを装着した状態で、安静背臥位時で、踵の重みがある状態を0kgfとする校正を測定毎に行った。

測定方法を図1に示す。測定は硬面台（180 × 90cm, 高さ76cm）を2台使用し、被検者は背臥位で、一方には頭部から殿部を載せ、背部に市販の滑り止めマットを敷いた。もう一方の台にはHHDセンサーを付属のベルクロで装着した両踵部のみを載せ、被検者の両足部は肩幅程度の位置とした。両下肢伸展方向にかかる力を可能な限り集約したデータとして得るため、両大腿部および下腿部は台面に接触しない状態で測定した。一側上肢に対して屈曲 - 外転 - 外旋パターン（PNF群）と、肩関節屈曲運動（屈曲群）の開始肢位、中間肢位、終了肢位それぞれで、検者の徒手による静止性抵抗運動を施行した。静止性抵抗運動は被検者1名につき合計6肢位であり、その施行順は自作したカードを使用し被検者ごとに無作為とした。

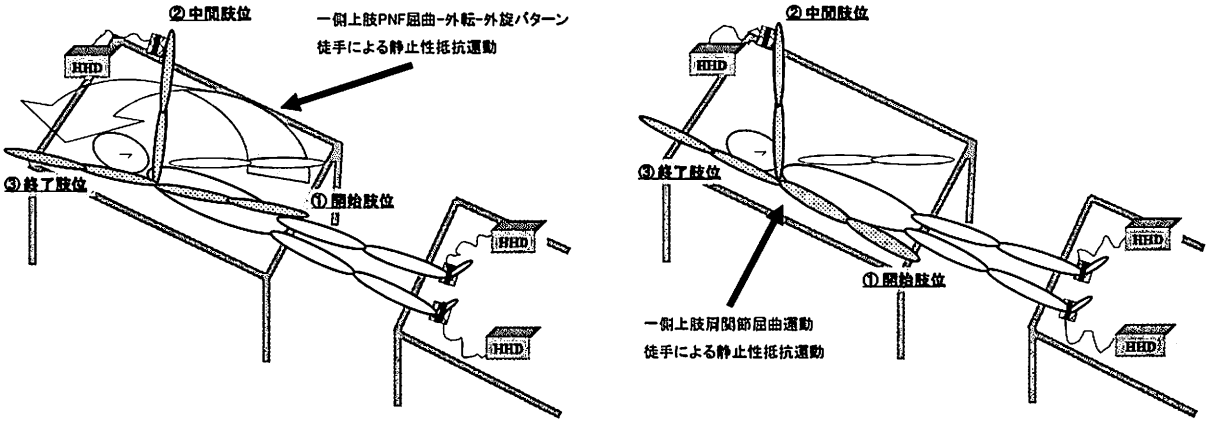
一側上肢への静止性抵抗運動は、検者の手部にHHDのセンサーを装着した状態で3～4秒間1回とし、次肢位施行には十分な時間をあけた。検者は日本PNF学会認定インストラクター1名で、被検者の側方に位置し、測定時は被検者に両下肢の随意収縮を行わないように指示した。両群の上肢運動は肘関節伸展位とし、上肢中間肢位は肩関節90°を目安とした。屈曲群の上肢開始肢位は手掌面が下方の状態とし、終了肢位は手掌面が上方の状態とした。

上肢抵抗部位は、両群とも一側手関節背側部とした。抵抗はブレイクテストとし、被検者が上肢を保持している状態から動かない程度の最大抵抗とした。抵抗方向は、PNF群は拮抗パターンである伸展 - 内転 - 内旋方向とし、屈曲群は矢状面上の方向とした。一側上肢各肢位での静止性抵抗運動中に両踵部に

装着したHHDで、両下肢伸展方向にかかる力と、同時に一側上肢の抵抗値を測定し検討した。採用値は測定時間内の最大値とした。両下肢伸展方向にかかる力の静止性最大筋力（maximum voluntary static contraction：MVC）も一側ずつ測定し検討した。検者と被検者ともに、一側上肢への静止性抵抗運動中はHHDの値を確認できない状態にした。

後日、全被検者から無作為に15名を抽出し、検者内信頼性を検討した。同方法における一側上肢屈曲-外転-外旋パターン終了肢位での静止性抵抗運動の抵抗値と、その運動中に反対側下肢伸展方向にかかる力について、HHDを2台用いて1名につき3回測定し検討した。

統計学的分析は、両下肢伸展方向にかかる力と下肢長から算出したトルク値で検定した。上肢各肢位での静止性抵抗運動中に両下肢伸展方向にかかる力の差について、両群それぞれで一元配置分散分析後、Tukeyの多重比較検定を用いた。両群の一側上肢各肢位での抵抗値についても同手順の検定を行った。MVCに対する両下肢伸展方向にかかる力の割合（%MVC）も算出し、同手順で検定を行った。両下肢伸展方向にかかる力の群間差については、上肢肢位ごとに対応のあるt-検定を用いた。検者内信頼性については、級内相関（Intraclass correlation coefficient: ICC）で検定した。統計学的有意水準は危険率5%未満とした。なお、統計解析は統計解析用ソフトウェアSPSS 14.0J for Windowsを用いて行った。



a）PNF群の測定概念図　　b）屈曲群の測定概念図

図1　両群の測定概念図

a）PNF群の測定概念図，b）屈曲群の測定概念図。両群ともに一側上肢の開始肢位，中間肢位，終了肢位で徒手による静止性抵抗運動を施行した。一側上肢各運動中の両下肢伸展方向にかかる力を測定し検討した。また，一側上肢の抵抗値もHHDで測定し検討した。

結果

両群とも一側上肢終了肢位での静止性抵抗運動中に両下肢伸展方向にかかる力が有意に増大した。PNF群の一側上肢各肢位での静止性抵抗運動中に、反対側下肢伸展方向にかかる力は同側よりも高値であった。屈曲群では、一側上肢開始肢位と中間肢位での静止性抵抗運動中に、同側下肢伸展方向にかかる力が高値であった（表1）。群間差については、反対側下肢伸展方向にかかる力は、一側上肢各肢位でPNF群が有意に高値であった。同側下肢伸展方向にかかる力は、一側上肢各肢位において、両群で差はなかった（表2）。

両下肢伸展方向にかかる力のMVCの平均値（SD）は、反対側下肢13.8（2.7）kgf・m、同側下肢13.9（2.9）kgf・mであった。両群とも

一側上肢終了肢位での静止性抵抗運動中に両側下肢の%MVCが高値であり、PNF群の平均値（SD）は54.3（22.4）%MVC、屈曲群の平均値（SD）で43.3（23.0）%MVCであった。

一側上肢各肢位の静止性抵抗値を表3に示す。反対側下肢伸展方向にかかる力が高値であった両群の一側上肢終了肢位への抵抗は低値であった。両群の一側上肢の抵抗値は、開始肢位と終了肢位で群間差はなかった。

検者内信頼性は、ICC（1,1）の結果、一側上肢終了肢位での静止性抵抗運動は0.836、同運動中に反対側下肢伸展方向にかかる力は0.845であり、高い検者内信頼性が得られた。

表1　両群の一側上肢各肢位間での静止性抵抗運動中に両下肢伸展方向にかかる力および左右差（n=30）

	一側上肢肢位	反対側下肢（kgf･m）		同側下肢（kgf･m）		左右差
PNF群	開始肢位	3.3 (3.1)		2.3 (3.0)	*	（反対側＞同側）
	中間肢位	4.5 (2.8)	*	3.1 (3.0)	*	（反対側＞同側）
	終了肢位	7.4 (3.3)	*	3.6 (2.4)	*	（反対側＞同側）
屈曲群	開始肢位	0.7 (1.4)		3.0 (4.1)	*	（反対側＜同側）
	中間肢位	1.8 (2.2)	*	3.5 (3.5)		
	終了肢位	5.7 (2.8)	*	4.0 (2.2)	*	（反対側＞同側）

平均値（SD）

*; p<0.05

表2　一側上肢各肢位での静止性抵抗運動中に両下肢伸展方向にかかる力の群間差（n=30）

	一側上肢肢位	PNF群（kgf･m）		屈曲群（kgf･m）		群間差
反対側下肢	開始肢位	3.3 (3.1)		0.7 (1.4)		*
	中間肢位	4.5 (2.8)	*	1.8 (2.2)	*	*
	終了肢位	7.4 (3.3)	*	5.7 (2.8)	*	*
同側下肢	開始肢位	2.3 (3.0)		3.0 (4.1)		
	中間肢位	3.1 (3.0)	*	3.5 (3.5)	*	
	終了肢位	3.6 (2.4)		4.0 (2.2)		

平均値（SD）

*; p<0.05

表3　両群の一側上肢各肢位の静止性抵抗値（n=30）

一側上肢肢位	PNF群（kgf･m）		屈曲群（kgf･m）	群間差
開始肢位	8.3 (1.6)		8.7 (2.1)	
中間肢位	7.2 (1.7)	*	7.6 (1.5)	*
終了肢位	6.7 (1.4)	*	6.8 (1.5)	

平均値(SD)

*; p<0.05

考察

本研究結果から、一側上肢屈曲 - 外転 - 外旋パターンの終了肢位での静止性抵抗運動で、反対側下肢伸展方向にかかる力が有意に増大することが明らかになった。本研究では、両下肢伸展方向にかかる力を同時測定し、また一側上肢の運動パターンを PNF パターンと単なる肩関節屈曲運動を比較検討したことで、これまでの筆者らの報告[2-4]を裏付ける結果が得られた。

一側上肢を PNF 肢位に保持することで、反応時間の短縮[5]や加速度の向上[6]、脳波の変化[7,8]などが生じる報告されている。また、上肢を他動的に回旋肢位にすると、ヒラメ筋の H 波が増幅する報告[9]もされており、下肢筋の脊髄運動細胞の興奮性が高まることが推察されている。これらから、上位中枢の覚醒レベルの上昇や脊髄運動ニューロンの興奮性に影響をおよぼすと推察されている[10]。また、一側上肢屈曲 - 外転 - 外旋パターンへの抵抗運動は、脳活動にも影響をおよぼす報告[11]もされている。一側上肢屈曲 - 外転 - 外旋パターンへの静止性抵抗運動が、PNF 肢位の保持になり、皮質や脊髄の興奮性が高まる過程が、本研究の背景に存在する。

力学的な見解では、上肢同パターンは肩関節挙上方向の運動であり、対角線かつ螺旋運動のため、一側上肢から体幹伸筋群を介し、反対側下肢に運動の広がり[12,13] (continue movement)[14]が生じる。さらに、同パターンに静止性抵抗運動を施すことで、上肢の運動に対して体幹や両下肢が固定の役割として働き、全身的なバランス反応が生じる。このような生体反応が働き、一側上肢屈曲 - 外転 - 外旋パターン終了肢位での静止性抵抗運動によって、同側下肢よりも対角線上の反対側下肢伸展方向にかかる力が有意に増大したと考えられる。

%MVC に関しては、PNF 群一側上肢終了肢位での静止性抵抗運動中に、反対側下肢伸展方向にかかる力は平均 54.3%MVC であり、開始肢位で平均 23.9%MVC、中間肢位で平均 33.9%MVC を示し、一側上肢各肢位で PNF 群が有意に高値であった。これらの結果は、筋力増強[15-17]や筋力維持[12]に必要とされる %MVC を満たしている。

本研究結果の理学療法への応用は、一側下肢の自発運動が困難な場合、反対側上肢へ PNF アプローチを用いることで、その下肢の筋活動を促せることが考えられる。例えば、脳血管障害や整形外科疾患手術後の下肢自発運動が困難な場合、一側上肢への PNF アプローチで反対側下肢の筋活動に働きかけることが可能となる。また、PNF 群終了肢位での静止性抵抗運動中に、反対側下肢伸展方向にかかる力は、50%MVC 以上を示したため、一側上肢から反対側下肢への筋力トレーニングとして可能な条件を満たした。このような、一側上肢から反対側下肢への間接的治療法として、PNF アプローチを利用できることが示唆された。

文献

1) Adler SS, Beckers D, Buck M(著), 柳澤　健・他（訳）：PNF ハンドブック．クインテッセンス出版，東京，1997，pp3-37.
2) 佐藤　仁，丸山仁司：上肢 PNF パターンの等尺性抵抗運動域の違いが反対側下肢筋力におよぼす影響．理学療法科学，2006，21（3）：233-237.
3) 佐藤　仁, 丸山仁司:一側上肢 PNF パターンへの等尺性抵抗運動域の違いが両側下肢筋力におよぼす影響．理学療法科学，2007，22（2）：249-253.
4) 佐藤　仁，伊藤貴史：上肢 PNF パターンへの等尺性抵抗運動による遠隔的効果．PNF リサーチ，2007，7（1）：44-49.
5) 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. 7th International Congress of the WCPT, Proceedings,1974,119-123.

6) 柳澤　健，新田　收，富田　浩・他：股関節肢位変化による膝関節伸展加速度への影響．理学療法学，1998，25（Supple）：188.
7) Chida T, Nakamura R: EEG changes induced by passive postural changes. J Human Ergo, 1983, 12: 217-218.
8) Hosokawa T, Nakamura R, Kosaka K, et al: EEG activation induced by facilitating position. Tohoku J Exp Med, 1985, 147:191-197.
9) 富田　浩，柳澤　健，竹井　仁：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，1995，22（4）：175-177.
10) 横尾正博：PNFがその後の随意運動に及ぼす影響．理学療法学，2004，31（Supple）：413.
11) 柳澤　健，乾　公美（編）：PNFマニュアル　第2版．南江堂，東京，2005，pp3-22.
12) 冨田昌夫：クラインフォーゲルバッハの運動学．理学療法学，1994，21（8）：571-575.
13) 冨田昌夫：クラインフォーゲルバッハの運動学．The Journal of Clinical Therapy，2000，3：1-9.
14) Klein-Vogelbach: Therapeutic Exercises in Functional Kinetics. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1991, pp46-66.
15) Cotten D: Relationship of the duration of sustained voluntary isometric contraction to changes in endurance and strength. Research Quarterly, 1967, 38:366-374.
16) 宮下充正：トレーニング科学的基礎．ブックハウス・エイチディ，東京，1993，pp80-82.
17) 鶴見隆正：理学療法における筋力増強訓練の基本．PTジャーナル，1993，27（1）：37-43.

脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす継時的効果

The cumulative effect of resistive exercises on the improvement in the range of motion of hemiplegic elbow joints

清水　幸恵[1)]　新井　光男[2)]　上広　晃子[1)]
Sachie Shimizu　Mitsuo Arai　Akiko Uehiro
小畑　順一[3)]　桝本　一枝[2)]　清水　ミシェル・アイズマン[4)]　柳澤　健[5)]
Junichi Obata　Kazue Masumoto　Michele Eisemann Shimizu　Ken Yanagisawa

要旨：脳卒中後片麻痺患者に対して骨盤の後方下制運動の中間域での静止性収縮の促通手技（SCPD手技）と骨盤の後方下制運動を伴う下肢伸展パターンの中間域での静止性収縮（下肢伸展パターン）およびコントロール群が、麻痺側肘関節可動域（AROM）の改善に及ぼす継時的効果について比較検証した。本研究に同意した脳卒中後片麻痺患者11名を乱数表により無作為にSCPD手技群、下肢伸展パターン群、コントロール群に分けた。各々の群に対して、10秒間のSCPD手技、10秒間の下肢伸展パターン、肘の屈曲・伸展の自動運動を行った。各手技は、原則として週5日を1セッションとし、4セッション繰り返した。刺激前後に肘関節屈曲及び伸展AROMを測定した。測定値から肘関節の可動範囲を算出し改善比を求め、重複測定を用いて分析を行った。SCPD手技群は、可動範囲でコントロール群よりも有意に改善し、SCPD手技の継時的効果が示唆された。

キーワード：SCPD手技、関節可動域、継時的効果、固有受容性神経筋促通手技

Abstract：The purpose of this study was to determine the cumulative effect of exercise on the improvement in range of motion (ROM) of the elbow joint. The exercises included a resistive sustained contraction using proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) for pelvic posterior depression (SCPD) and for lower extremity extension (LE) and active elbow flexion and extension (AE). Eleven subjects who had a hemiparesis secondary to a stroke, with a upper extremity Brunnström recovery stage ranging from Ⅱ to Ⅵ and a lower extremity Brunnström recovery stage ranging from Ⅲ to Ⅵ, participated in this study (mean age=73.8 years, SD=10.3). The results of a repeated measure ANOVA showed a significant difference between the exercises and the total length of the exercise program when the SCPD was compared with the LE and the AE in improving elbow movement and elbow active flexion ($p<0.05$). But the results of a repeated measure ANOVA did not show a significant difference for improving active elbow extension. The results suggest the possibility that SCPD may have a cumulative effect on the improvement in the elbow range of motion of hemiplegic patients.

Key Words：SCPD, range of motion (ROM), the cumulative effect, proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF)

1）本永病院
Motonaga Hospital
2）広島厚生病院
Department of Physical Therapy, Hiroshimakousei Hospital
3）心身障害児総合医療教育センター
National Rehabilitation Center for Disabled Children
4）県立広島大学
Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science
5）首都大学東京
School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

はじめに

上肢の関節可動域（Range of Motion; ROM）改善の方法として、新井ら（2002）は、治療対象の筋群に直接働きかけるのではなく、遠隔部位である骨盤周囲筋（腸腰肋筋、下側の腰方形筋、大殿筋、ハムストリング）の静止性収縮を促通するように抵抗運動を行う骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮（Sustained Contraction of Posterior Depression; SCPD 手技）による間接的アプローチの効果を初めて報告している[1]。骨盤の後方下制は、側臥位で、固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; PNF）[2,3,4]のパターンである股関節伸展－外転－内旋パターンに伴う骨盤の動きに対する抵抗運動でセラピストが坐骨結節から骨盤の動きに抵抗を加える手技である[3]。SCPD 手技は、側臥位上側の上肢が動かないように注意し、対象者の坐骨結節へのセラピストの抵抗（約 1 ～ 3kg）に抗させながら、骨盤の後方下制パターンの中間域で数秒間静止性収縮を行わせる手技である[1]。

新井ら[1,5,6]は、中枢神経疾患に対する間接的アプローチの方法として、SCPD 手技を示している。著者ら[7]は、ブルンストロームステージⅡからⅣの 9 名の脳卒中後片麻痺患者に対して、間接的アプローチとして骨盤への 10 秒間の SCPD 手技と直接、肩関節屈曲方向に行った 10 秒間の持続伸張手技を無作為に行い、間接的アプローチの有効性を検証した。両手技が、麻痺側肩関節屈曲 ROM に及ぼす即時効果を安静時と各手技後の他動関節可動域の改善率を指標とし分析した結果、骨盤の SCPD 手技の方が、危険率 5% で有意に麻痺側肩関節屈曲の他動関節可動域が改善したと報告した。また、脳卒中後片麻痺患者 9 名に対して、間接的アプローチとして骨盤への 10 秒間の SCPD 手技と麻痺側を上にした側臥位で非麻痺側により握力計を最大努力で把持させた場合の即時的な肘関節の自動関節可動域（Active Range of Motion; AROM）への影響を検証した。その結果、屈曲、伸展各々で SCPD 手技の方が刺激前後に AROM が有意に改善したと報告[8]し、効果を明らかにした。

上記のように、SCPD 手技による上肢 ROM 改善の報告がされている。SCPD 手技と同様に骨盤の後方下制運動を伴う下肢伸展パターンでも AROM の改善効果が得られるかを検証するため、筆者ら[9]は、脳卒中後片麻痺患者に SCPD 手技と下肢伸展パターンおよび直接持続伸張手技後の即時的な肘関節 AROM の改善に及ぼす効果を比較した。その結果、SCPD 手技と下肢伸展パターンが有意に持続伸張より即時的効果があると報告した。

SCPD 手技および骨盤の後方下制の運動が生じる下肢伸展パターンの中間域での静止性収縮の促通手技（下肢伸展パターン）において、上肢 AROM の即時的な変化が認められたが、継時的な影響に対する効果については、未だ明らかにされていない。本研究では、間接的アプローチである SCPD 手技と下肢伸展パターンの中間域での静止性収縮の促通手技の上肢 AROM の改善に及ぼす継時的効果について比較検証した。

対象

本研究に参加することに同意した脳卒中後片麻痺患者 11 名を対象とした。平均年齢±標準偏差は 73.8 ± 10.3 歳、発症後平均年数±標準偏差は 1.8 ± 2.7 年、上肢ブルンストロームステージは、Ⅱ 1 名、Ⅲ 1 名、Ⅳ 4 名、Ⅴ 4 名、Ⅵ 1 名、下肢ブルンストロームステージⅢは、3 名、Ⅳ 2 名、Ⅴ 5 名、Ⅵ 1 名だった。SCPD 手技群 4 名、伸展パターン群 4 名、コントロール群 3 名であった。

方法

被験者を乱数表により無作為に SCPD 手技群、下肢伸展パターンの中間域での静止性収

縮の促通手技（下肢伸展パターン群）、コントロール群に分けた。SCPD 手技群は、10 秒間静止性収縮を促通しその後 10 秒間休息を 1 セットとした。下肢伸展パターン群は、下肢伸展パターンの中間域での 10 秒間の静止性収縮を促通し 10 秒間の休息を 1 セットとした。コントロール群は、肘関節の屈曲・伸展の自動運動を 10 回行うことを 1 セットとした。刺激は各々 2 セット実施した。

各手技は、原則として週 5 日を 1 セッションとし、4 セッション繰り返した。それぞれの刺激以外は PNF を用いない日常生活活動訓練を行った。刺激前後に肘関節屈曲及び伸展 AROM を麻痺側上の側臥位で測定し、肘関節の屈曲及び伸展 AROM の測定値から肘関節の可動範囲を求めた（図 1）。屈曲、伸展、可動範囲のそれぞれの初回の AROM を基準値とし、各セッション終了時のデータから基準値を減じて、基準値で除した値を改善比として求めた。

改善比＝（セッション終了時 AROM －基準値）/（基準値）

得られた値を重複測定分散分析で検定を行った。有意差のみられた要因を Scheffé の多重比較検定を用いて検証した。すべての有意水準は、5％未満とした。

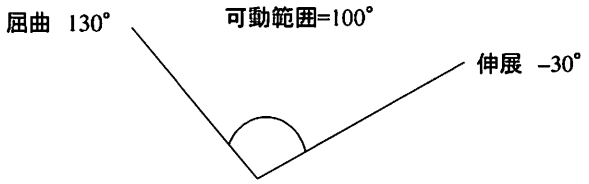


図 1　肘関節可動範囲

図に示すように、肘関節屈曲 AROM が 130°、肘関節伸展 AROM が -30° の場合、肘関節可動範囲は 100° とする。

結果

肘関節 AROM の測定値を表 1 に示す。

表 1　肘関節平均 AROM 測定値

a. 平均屈曲 AROM　　単位：（　°）

	SCPD手技	下肢伸展パターン	コントロール
安静時	98.8±26.6 (65～130)	136.3±7.5 (130～145)	140.0±5.0 (135～145)
1週目	115.0±22.7 (85～130)	137.5±2.9 (135～140)	136.7±2.9 (135～140)
2週目	120.0±25.2 (85～145)	135.0±2.9 (130～140)	138.3±2.9 (135～140)
3週目	123.8±17.0 (100～140)	137.5±2.9 (135～140)	141.7±2.9 (140～145)
4週目	123.8±25.0 (90～150)	138.5±2.9 (135～145)	141.7±2.9 (140～145)

平均値±標準偏差（範囲）

b. 平均伸展 AROM　　単位：（　°）

	SCPD手技	下肢伸展パターン	コントロール
安静時	-33.8±17.5 (-60～-25)	-32.5±10.4 (-45～-15)	-16.7±7.6 (-25～-10)
1週目	-26.3±22.5 (-60～-15)	-30.0±14.7 (-45～-15)	-18.3±5.8 (-25～-15)
2週目	-27.5±22.2 (-60～-10)	-28.8±17.0 (-50～-10)	-18.3±10.4 (-30～-10)
3週目	-25.0±23.5 (-60～-10)	-20.0±10.8 (-35～-10)	-25.0±8.7 (-30～-15)
4週目	-28.8±21.4 (-60～-15)	-18.8±11.1 (-30～-5)	-28.3±12.6 (-40～-15)

平均値±標準偏差（範囲）

c. 平均可動範囲　　単位：（　°）

	SCPD手技	下肢伸展パターン	コントロール
安静時	65.0±31.4 (40～105)	103.8±14.9 (85～120)	123.3±12.6 (110～135)
1週目	88.8±34.2 (50～120)	107.5±15.5 (90～125)	118.3±7.6 (110～125)
2週目	92.5±27.5 (65～125)	106.3±17.5 (100～130)	120.0±10.0 (110～130)
3週目	98.8±26.9 (65～125)	117.5±13.2 (100～130)	116.7±11.5 (110～130)
4週目	95.0±29.4 (65～125)	119.8±13.2 (100～140)	113.3±10.4 (105～125)

平均値±標準偏差（範囲）

屈曲 AROM の改善比（表 2a、図 2）では、SCPD 手技群は、1 週目から改善を示し、3 週目に最も改善したが、下肢伸展パターン群、コントロール群は、継時的な変化を認めなかった。

伸展 AROM の改善比（表 2b、図 3）では、SCPD 手技群は、3 週目に最も改善した。下肢伸展パターン群では、3、4 週目に改善を示した。コントロール群では、継時的に伸展 AROM が悪化した。

可動範囲の改善比（表 2c、図 4）では、SCPD 手技群は、3 週目に最も改善した。下肢伸展パターン群では、1、2 週目に変化がなく、3 週目、4 週目で改善した。コントロール群は継時的な変化を認めなかった。

重複測定分散分析の結果、屈曲 AROM の改善比は手技間と期間に有意差を認めたが、伸展 AROM の改善比では、有意差は認めなかった（$p<0.05$）（表 3、4）。可動範囲の改善比は、手技間と期間に有意差を認めた（$p<0.05$）（表 5）。

Scheffé の多重比較検定の結果、屈曲 AROM の改善比で、各手技間の有意差は認めなかった。可動範囲の改善比では、SCPD 手技群とコントロール群間にのみ有意差を認めた。

表 2　平均改善比

a. 平均屈曲改善比

	SCPD手技	下肢伸展パターン	コントロール
1週目	0.2±0.2 (0.0～0.4)	0.0±0.1 (0.0～0.1)	0.0±0.0 (0.0～0.0)
2週目	0.2±0.2 (0.0～0.5)	0.0±0.1 (-0.1～0.0)	0.0±0.1 (-0.1～0.0)
3週目	0.3±0.2 (0.0～0.5)	0.0±0.0 (0.0～0.0)	0.0±0.0 (0.0～0.0)
4週目	0.3±0.2 (0.0～0.5)	0.0±0.0 (0.0～0.1)	0.0±0.1 (0.0～0.1)

平均値±標準偏差（範囲）

b. 平均伸展改善比

	SCPD手技	下肢伸展パターン	コントロール
1週目	-0.3±0.2 (-0.4～0.0)	-0.1±0.4 (-0.5～0.0)	0.2±0.3 (0.0～0.5)
2週目	-0.3±0.3 (-0.6～0.0)	-0.1±0.5 (-0.6～0.6)	0.1±0.4 (-0.3～0.5)
3週目	-0.4±0.3 (-0.6～0.0)	-0.4±0.2 (-0.7～-0.2)	0.7±1.1 (0.0～2.0)
4週目	-0.2±0.2 (-0.4～0.0)	-0.4±0.4 (-0.8～0.0)	0.9±1.0 (0.0～2.0)

平均値±標準偏差（範囲）

c. 平均可動範囲改善比

	SCPD手技	下肢伸展パターン	コントロール
1週目	0.4±0.3 (0.1～0.8)	0.0±0.1 (0.0～0.1)	0.0±0.0 (-0.1～0.0)
2週目	0.5±0.4 (0.0～0.9)	0.0±0.2 (0.0～0.2)	0.0±0.1 (0.0～-0.1)
3週目	0.7±0.5 (0.1～1.3)	0.1±0.1 (0.0～0.2)	0.0±0.1 (0.0～-0.2)
4週目	0.7±0.3 (0.1～0.9)	0.2±0.1 (0.0～0.3)	-0.1±0.1 (0.0～-0.2)

平均値±標準偏差（範囲）

表 3　分散分析表（屈曲改善比）

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
手技間	0.63	2	0.32	4.99	0.04*
期間	0.02	3	0.01	3.37	0.04*
交互作用	0.01	6	0.00	1.23	0.33
誤差変動	0.55	26	0.07		
全変動	1.22	43			

*; $p<0.05$

表４　分散分析表（伸展改善比）

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
手技間	4.60	2	2.30	3.16	0.10
期間	0.09	3	0.03	0.43	0.73
交互作用	1.66	6	0.28	3.87	0.01＊
誤差変動	7.54	26	0.80		
全変動	13.89	43			

*; p<0.05

表５　分散分析表（可動範囲改善比）

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
手技間	2.83	2	1.42	6.55	0.02＊
期間	0.09	3	0.03	3.64	0.03＊
交互作用	0.08	6	0.01	1.75	0.15
誤差変動	1.92	32	0.22		
全変動	4.93	43			

*; p<0.05

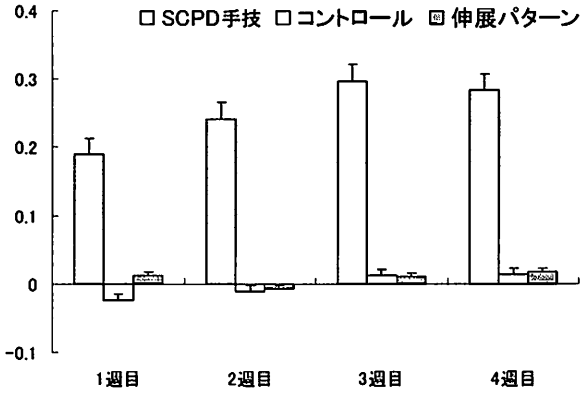


図２　肘関節屈曲改善比

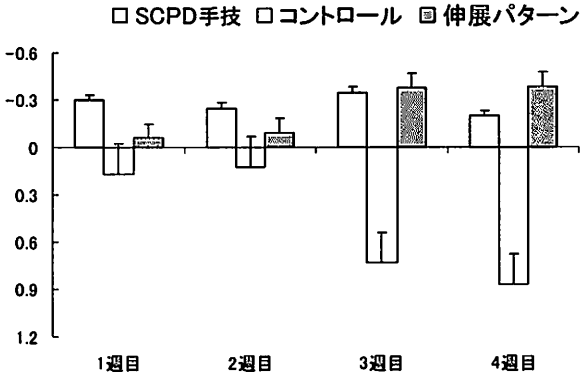


図３　肘関節伸展改善比

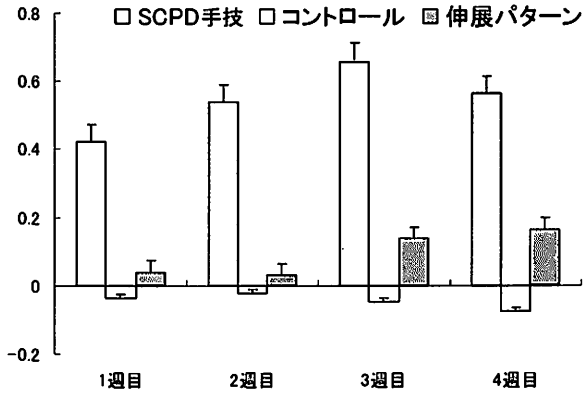


図４　肘関節可動範囲改善比

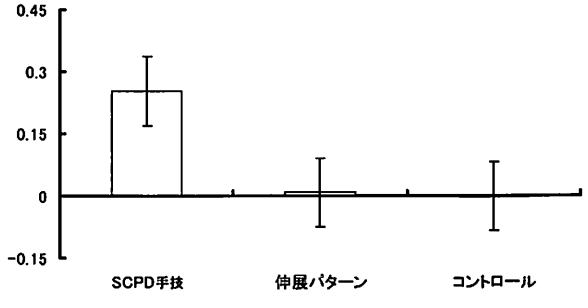


図５　多重比較検定（屈曲改善比）

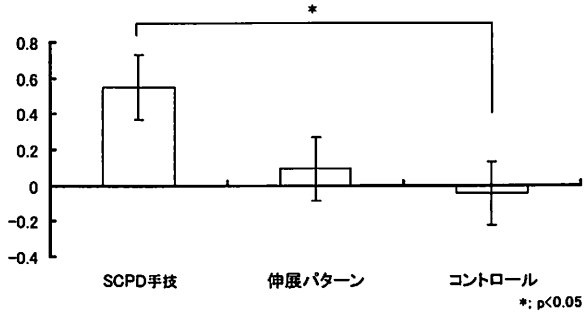


図６　多重比較検定（可動範囲改善比）

考察

脳卒中後片麻痺患者の随意運動障害について、Gowland ら[10]は、44 名の脳卒中後片麻痺患者と 10 名の健常者を対象に、6 種類の明確に規定された課題遂行中の上肢筋の筋電値を分析した。課題を遂行できなかった患者群では、課題を遂行できた患者群よりも常に有意に主動作筋の筋活動が低く、課題を遂行できた患者群と健常者群のデータに有意差は認められなかった。また、拮抗筋の活動も認められたが、運動を阻害することなく課題が遂行できた。その結果、拮抗筋の過剰な活動ではなく、主動作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動員により課題を遂行できないことを明らかにし、痙縮筋に対するアプローチとして、主動作筋の強化の必要性を示唆している。

脳卒中後片麻痺患者の主動作筋の問題として、Ada ら[11]は、22 名の脳卒中後片麻痺患者と 11 名の健常者間で肘関節の屈曲筋と伸展筋の最大静止性トルクを肘関節までの距離と力の関係から算出し、0° から 120° の 20° 毎の測定可能な角度で測定し、角度によるトルクの変化を比較した結果、屈曲と伸展の両方で筋の短縮域での弱化が認められたと報告した。また、Koo ら[12]も、10 名の脳卒中後片麻痺患者と 5 名の健常者の肘関節の最大静止性随意屈曲トルクと最大静止性随意伸展トルクを、肘屈曲 15° から 120° の 15° 毎の 8 肢位で測定し、角度によるトルクの変化を比較した。屈曲トルクは、15° から 75° の範囲では健常者と比較してわずかに大きいが、屈曲 90° を超えた角度では、健常者よりも小さかった。また、伸展トルクは、15° と 30° では、健常者よりも伸展トルクが有意に小さかったが、他の関節肢位では有意差は認められず、短縮域でのアプローチが重要であることを示唆している。

先行研究において指摘されている、主動作筋の短縮域での筋力低下に対して、SCPD 手技によって拡大された可動域での筋力強化を行う[6]ことは、脳卒中後片麻痺患者の筋力低下に対するアプローチの方法の 1 つとなり、臨床上、有益であると考えられる。

本研究で SCPD 手技群は、コントロール群と比較し有意に肘関節 AROM を改善し、SCPD 手技のみに継時的効果が示唆された。SCPD 手技の生理学的効果として、新井[6]は、SCPD 手技群とコントロール群の 2 群に分けて運動時及びその後の H 波・M 波振幅値を重複測定分散分析により比較した結果、SCPD 手技時に橈側手根屈筋 H 波に有意な抑制が生じ、SCPD 手技後 80 秒に有意な促通が生じると報告した。また、新井ら[6]は、SCPD 手技と骨盤の前方挙上への抵抗運動による静止性収縮の橈側手根屈筋 H 波振幅値に及ぼす影響を重複測定分散分析により比較した結果、SCPD 手技は、運動時橈側手根屈筋への抑制が強く、その後、促通効果が大きいことが示唆されたと報告している。これらの報告より、SCPD 手技により、運動時に中枢への抑制作用が生じ、その後の興奮作用により運動単位の動員の減弱を改善した結果、AROM の改善が生じた可能性を示唆した。今回の SCPD 手技の継時的効果は、肘関節周囲筋群の運動時の抑制とその後の促通効果に起因する可能性が推定される。

文献

1) 新井光男，清水一，清水ミシェル・アイズマン，他：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．PNF リサーチ．2: 22-26, 2002.
2) Dorothy E. Voss, Marjorie K. Inota, Beverly J. Myers（福屋靖子　監訳）：神経筋促通手技　第 3 版．共同医書出版，東京，1989.
3) 柳澤健，乾公美・編：PNF マニュアル．南江堂，2001.

4) 柳澤健: PNFアプローチ基礎編. 細田多穂, 柳澤健・編: 理学療法ハンドブック第二巻 治療アプローチ. 協同医書出版, 2000.
5) 新井光男, 柳澤健: 中枢神経疾患における筋力増強の実際 - 痙縮筋の筋力増強 -. 理学療法. 21: 499-505, 2004.
6) 新井光男, 柳澤健: 痛みに対するPNFモビライゼーション. 理学療法. 23: 195-200, 2006.
7) 名井幸恵, 新井光男, 上広晃子, 他: 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. PNFリサーチ 2: 27-31, 2002.
8) 名井幸恵, 村上恒二, 新井光男, 他: 脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす遠隔反応の即時的効果. PNFリサーチ 5: 38-42, 2005.
9) 名井幸恵, 新井光男, 上広晃子, 他: 脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす即時的効果. PNFリサーチ. 6: 21-24, 2006.
10) 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.
11) Ada L, Canning CG, Low SL: Stroke patients have selective muscle weakness in shortened range. Brain 126: 724-731, 2003.
12) Koo TK, Mar AF, Hung L, et. al: Joint Position Dependence of Weakness During Maximum Isometric Voluntary Contractions in Subjects With Hemiparesis. Arch Phys Med Rehabil 84: 1380-1385, 2003.

健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技が膝関節伸展他動可動域及び自動可動域に及ぼす効果

Effects of hold relax and pelvic resistive exercise on the passive and active range of motion of the knee joints in normal young volunteers

白谷　智子[1)]　新井　光男[2)]　小畑　順一[3)]
Tomoko Shiratani　Mitsuo Arai　Junichi Obata
清水　ミシェル・アイズマン[4)]　柳澤　健[5)]　村上　恒二（MD）[6)]
Michele Eisemann Shimizu　Ken Yanagisawa　Tsuneji Murakami

要旨：我々は第7回日本PNF学会において、直接的アプローチと間接的アプローチが膝関節伸展の他動可動域（PROM）に及ぼす効果を比較検討し、間接的アプローチのSCPD手技群と直接的アプローチのHR（矢状面方向）手技群が伸張手技群より効果があることを示した。そこで今回、直接的アプローチと間接的アプローチが膝関節伸展PROM及び自動可動域（AROM）に及ぼす効果の差異を検証した。対象は健常者70名、平均年齢（範囲）23.0（20－36）歳である。70名を伸張手技、HR（矢状面方向）手技、HR（PNFパターン）手技、SCPD手技の内1つを行い、各手技の前後においてPROMあるいはAROM測定を行う8群に無作為に配置した。各手技前のROMを基準として改善率を求め、三元配置分散分析を行った結果、各手技間で有意差を認めた（p<.05）がPROMとAROMの増大の効果に差異は認められなかった。各手技間の改善率の多重比較検定を行った結果、伸張手技群とSCPD手技群間のみに有意差が認められた（p<.05）。これらの結果より、SCPD手技は膝関節伸展可動域増大に効果的であることが示唆された。

キーワード：骨盤の抵抗運動、ホールド・リラックス、関節可動域

Abstract：The purpose of this study was to determine the immediate effects of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) on the improvement of passive range of motion (PROM) and active range of motion (AROM) of the knee joint in normal young volunteers. The exercises consisted of a resistive sustained contraction using the PNF pattern for pelvic posterior depression (SCPD), Hold Relax using the PNF pattern of flexion-adduction-external rotation (HR-PNF), Hold Relax in a plane parallel to the sagittal plane (HR-straight), and sustained stretching (SS). Seventy subject were divided into 8 groups (SCPD, HR-PNF, HR-straight and SS × 2 way). The PROM and AROM of the knee joint measured befor and after each exercise in the supine position was used to calculate changes in the PROM and AROM of each group and to determine the effect of each technique. The results of a three-way ANOVA showed significant differences between technique in improving PROM and AROM ($p<0.05$). The Tukey's post hoc revealed that the SCPD group showed significant improvement as compared to the SS technique ($p<0.05$). A significant difference between the SCPD and HR groups could not be found.

Key Words：Sustained Contraction of Posterior Depression (SCPD), Hold Relax, Range of Motion

1）広島医療保健専門学校
Hiroshima College of Rehabilitation
2）広島厚生病院
Department of physical Therapy, Hiroshimakousei Hospital
3）心身障害児総合医療療育センター
National Rehabilitation Center for Disabled Children
4）県立広島大学
Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science
5）首都大学東京
School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University
6）広島大学大学院保健学研究科
Division of Occupational Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技が
膝関節伸展他動可動域及び自動可動域に及ぼす効果
Effects of hold relax and pelvic resistive exercise on the passive and
active range of motion of the knee joints in normal young volunteers

はじめに

関節可動域（Range of motion; ROM）を増大させる方法として固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; PNF）[1,2,3]や持続伸張（Sustained Stretch; SS）手技等がある。これらの手技を用い比較した論文は多く見られる。

新井ら[4]は上肢関節障害のある患者に対しSS手技と骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮（Sustained Contraction of Posterior Depression; SCPD）手技を用い比較した結果、SCPD手技実施後にROMが有意に改善したことを報告している。名井ら[5,6,7]は脳卒中後片麻痺患者に対しSS手技とSCPD手技を用い比較した結果、SCPD手技で患側肩関節屈曲角度また肘関節伸展角度が有意に改善したことを報告している。

直接的アプローチを用い、他動関節可動域（Passive range of motion; PROM）と自動関節可動域（Active range of motion; AROM）の効果を比較した論文も見られる。Robertsら[8]は、大学のスポーツクラブに所属する24名を5秒と15秒のホールド・リラックス（Hold Relax; HR）（矢状面方向）手技による柔軟性トレーニングと対照群の3群に分類し、5週間経時的に下肢のAROMとPROMを計測した結果、15秒間HR（矢状面方向）手技を行った群で有意にAROMが改善したことを報告している。Handelら[9]は、16人の運動選手を対象に、片側の下肢にHR（矢状面方向）手技のトレーニングを8週間継続し、大腿四頭筋とハムストリングスの筋電図値とトルク値を比較した結果、非トレーニング肢と比較し、有意にAROMとPROM、最大トルク値及び仕事量が増加したことを報告している。

直接的アプローチと間接的プローチを用い、PROMとAROMの効果を比較した論文として、清水ら[10]は膝関節伸展制限を有する整形外科疾患患者に対し、SS手技とHR（PNFパターン）手技、SCPD手技を用い比較した結果、SS手技と比較してHR（PNFパターン）手技とSCPD手技がPROMとAROMともに有意な改善を示したことを報告している。また、我々は第7回日本PNF学会において、直接的アプローチのSS手技とPNF運動パターンのHR手技や矢状面方向への抵抗を加えたHR手技及び間接的アプローチのSCPD手技が膝関節PROMに及ぼす効果を比較検討し、間接的アプローチのSCPD手技群と直接的アプローチのHR（矢状面方向）手技群においてSS手技より効果が認められ、ハムストリングスの抑制効果による可能性が推定された[11]。

関節可動域は通常は他動的なものを指すことが多いが、場合によっては、筋の収縮力の関係する自動的可動域の計測や、その改善を行うことが必要なことも多い。関節に障害がなくその生理的範囲内で円滑に運動を行うには、①関節の構築学的な障害がない、②関節運動を行う働筋の筋力が十分である、③働筋の働きに拮抗する筋が十分な伸展性を持っている、という3つの因子が少なくとも必要であり、①と③はPROMに関係するが、AROMには3つ全てが関係する[12]。

そこで今回、直接的アプローチと間接的アプローチが膝関節伸展PROM及びAROMに及ぼす効果の差異を検証した。

対象

ボランティア学生（健常者）70名（男性38名、女性32名）を対象とした。平均年齢（範囲）は23.0（20 − 36）歳であった。

対象者には、研究の概要と得られたデータを基にして学術雑誌の投稿や学会発表を行うことを同意説明文書に基づいて説明した後に、研究同意書に署名を得た人を対象とした。また、対象者には研究同意の撤回がいつでも可能なことを説明した。

方法

70名をSS手技PROM群（平均年齢24.1

歳)、SS 手技 AROM 群(平均年齢 24.2 歳)、HR(矢状面方向)手技 PROM 群(平均年齢 21.5 歳)、HR(矢状面方向)手技 AROM 群(平均年齢 23.0 歳)、HR(PNF パターン)手技 PROM 群(平均年齢 20.8 歳)、HR(PNF パターン)手技 AROM 群(平均年齢 22.3 歳)、SCPD 手技 PROM 群(平均年齢 23.6 歳)、SCPD 手技 AROM 群(平均年齢 24.7 歳)の 8 群に無作為に配置した。

(各手技の実施方法)

① SS 手技:ハムストリングスの持続伸張(膝窩部に痛みが生じない程度)(図 1-a)。

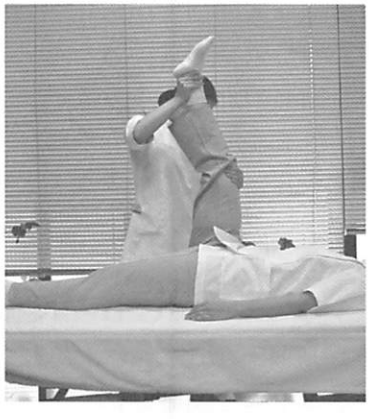
② HR(矢状面方向)手技:矢状面上でハムストリングスを伸張位とし、股関節伸展方向に対して抵抗を加え、静止性収縮できる最大抵抗量で行った(図 1-b)。

③ HR(PNF パターン)手技:ハムストリングス伸張位で,下肢伸展 - 外転 - 内旋パターン方向に対し抵抗を加え、静止性収縮できる最大抵抗量で行った(図 1-c)。

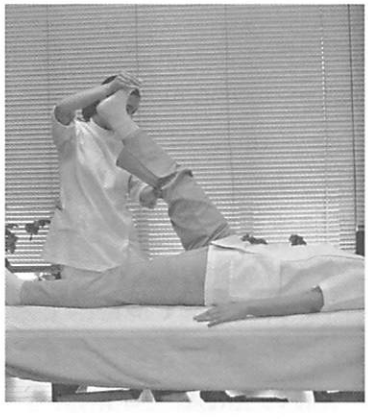
④ SCPD 手技:骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮を 2 ~ 3kg の抵抗量で行った(図 1-d)。

各手技の実施時間は 20 秒とした。

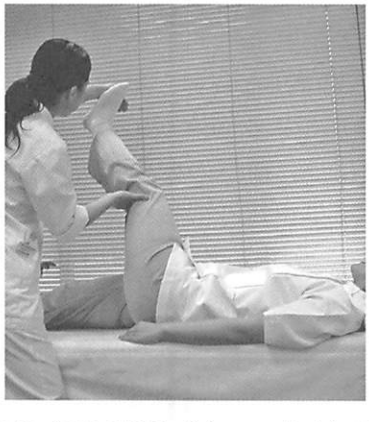
SCPD 手技の抵抗量は、健常者を側臥位にして坐骨結節にピンチメーターを当て、同一セラピストの小指球でピンチメーターを通して坐骨結節に抵抗をかけて SCPD 手技を 8 回 1 分間隔で行い、再現性を検証した結果、級内相関係数は r=0.93 であった。



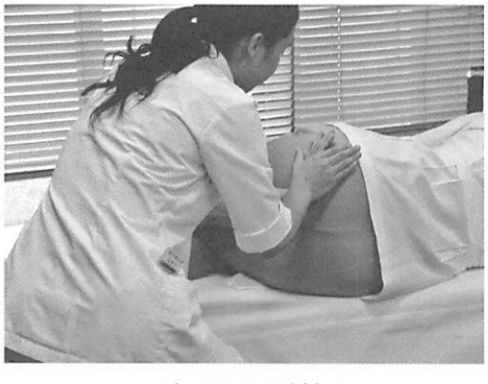
a) SS 手技



b) HR(矢状面方向)手技



c) HR(PNF 運動パターン方向)手技



d) SCPD 手技

図 1 各手技の方法

（膝関節伸展の測定方法）

膝関節伸展の測定方法は、背臥位で測定側の股関節を90°屈曲位に固定し、膝関節を他動的あるいは自動的に伸展させた時の伸展角度を測定する方法とした。その際、反対側の股関節、膝関節は伸展位とした。2名の理学療法士が測定し、2名の理学療法士養成校の学生が固定を行った。1人の理学療法士は測定側の股関節を90°屈曲位で固定し，他動的あるいは自動的に膝関節を伸展させ、もう一人の理学療法士はゴニオメーターを用い伸展制限の角度を測定した。1人の学生は計測中に股関節屈曲90°であることを確認させ、1人の学生は反対側下肢を固定した（図2）。その際、被験者自身が膝窩部に緊張を感じる位置で疼痛を増強させない範囲で行うよう注意した。また、被験者にはできるだけ力を抜きリラックスするよう指示した。なお、測定は各手技施行前において膝関節伸展角度の小さい方とした。実施効果の判定は、上記の方法によって得られた測定値を指標とした。

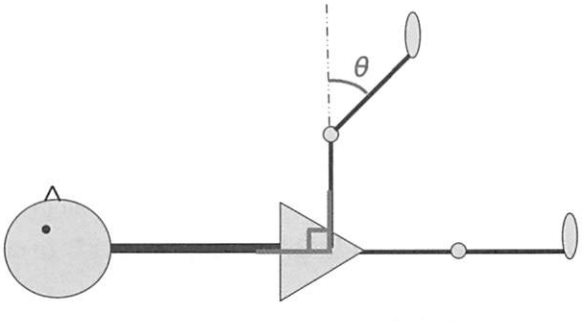


図2　膝関節伸展の測定方法

（データの分析）

手技前のROM角度を基準値とし、次式により各手技の改善率を算出し、測定方法、個人、手技を要因とした三元配置分散分析を行った後、有意差のあった要因の多重比較検定（Tukey法）を行った。

ROM改善率（%）=（手技後のROM－手技前のROM）/（手技前のROM）× 100

結果

1）平均改善率

① 各手技後のPROM改善率の平均値±標準偏差は、SS手技のPROM群－27.7 ± 45.0%、HR（矢状面方向）手技のPROM群29.8 ± 49.7%、HR（PNFパターン）手技のPROM群18.2 ± 23.7%、SCPD手技のPROM群46.9 ± 22.2%であった（図3）。

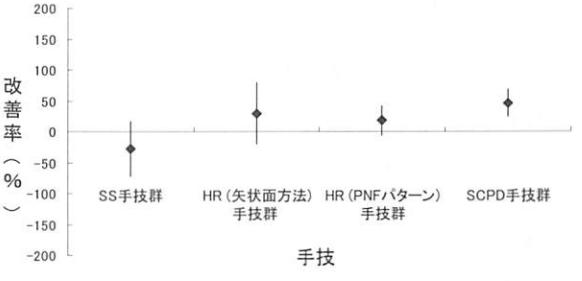


図3　各手技のPROM改善率

② 各手技後のAROM改善率の平均値±標準偏差は、SS手技のAROM群17.6 ± 11.1%、HR（矢状面方向）手技のAROM群12.1 ± 20.3%、HR（PNFパターン）手技のAROM群9.6 ± 21.3%、SCPD手技のAROM群31.8 ± 32.0%であった（図4）。

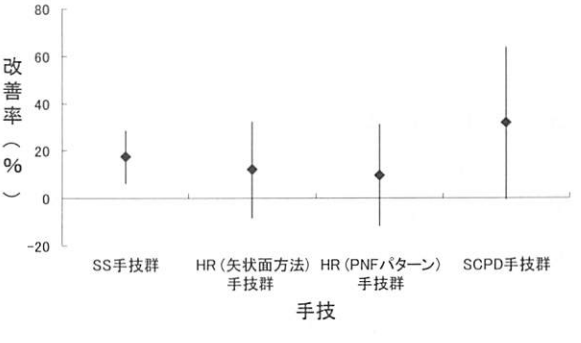


図4　各手技のAROM改善率

③ 各手技後のPROMとAROMの平均ROM改善率の平均値±標準偏差は、SS手技群－5.1 ± 28.1%、HR（矢状面方向）手技群21.0 ± 35.0%、HR（PNFパターン）手技群13.9 ± 22.5%、SCPD手技群39.3 ± 27.1%であった（図5）。

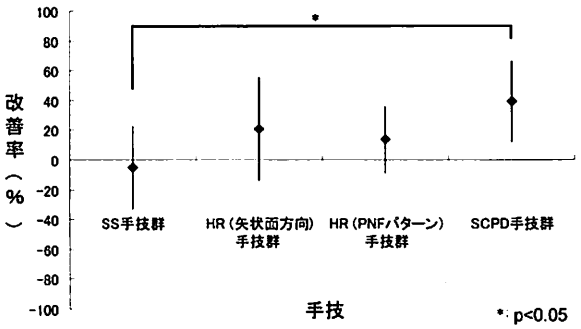


図5　各手技の平均ROM改善率

2）三元配置分散分析

算出された各手技の改善率について三元配置分散分析の結果、手技の要因に危険率5%で有意差が認められた（表1）。測定方法と個人の要因においては有意差が認められなかった。

表1　測定方法と個人と手技を要因とした三元配置分散分析

変動要因	平方和	自由度	平均平方	F値	P値
全変動	84971.18	71			
測定方法	64.48	1	64.48	0.07	0.80
個人	6670.89	8	833.86	0.88	0.54
手技	14644.32	3	4881.44	5.18	0.01*
測定方法-個人	4924.73	8	615.59	0.65	0.73
測定方法－手技	11394.54	3	3798.18	4.03	0.02*
個人－手技	24656.63	24	1027.36	1.09	0.42
誤差変動	22615.59	24	942.32		

*; p<0.05

3）多重比較検定

手技の要因についてTukey法を行った結果、SS手技群-SCPD手技群間のみにおいて危険率5%で有意差が認められた（表2）。

表2　各手技間の多重比較検定（Tukey法）

平均値差	HR（矢状面方向）手技群	SCPD手技群	HR（PNFパターン）手技群
SS手技群	NS	p < 0.05	NS
HR（矢状面方向）手技群		NS	NS
SCPD手技群			NS

NS; Not Significant

考察

第7回日本PNF学会において、直接的アプローチのSS手技とHR（PNFパターン）手技やHR（矢状面方向）手技及び間接的アプローチのSCPD手技が膝関節伸展PROMに及ぼす効果を比較検討し、間接的アプローチのSCPD手技群と直接的アプローチのHR（矢状面方向）手技群においてSS手技より効果が認められた[11]。今回の研究においては同手技を用い膝関節伸展PROM及びAROMに及ぼす効果の差異を検証した結果、膝関節伸展ROMの改善率はPROMとAROMの測定方法に有意差はなく、直接的アプローチのSS手技群と間接的アプローチのSCPD手技群間のみに有意差を認めた。

前回の研究において、直接的アプローチのSS手技群とHR（矢状面方向）手技群間に有意差は認められたが、今回の研究においては有意差が認められなかった。直接的アプローチであるHR（矢状面方向）手技の生理学的効果として、下腿三頭筋の静止性収縮後にヒラメ筋H波は抑制され脊髄レベルでの抑制が生じる[13, 14]と報告されている。ハムストリングスの伸展性が増加した機序として、脊髄レベルの抑制が生じハムストリングスが弛緩したため有意なPROMの増大が得られた可能性があるが、今回はAROMの要因が加わったため、ROMの有意な増大が認められなかったと推察される。

SS手技と比較しHR（PNFパターン）手技はPROMおよびAROMの増大に有意差が認められなかった。

HR（PNFパターン）手技の有効性はTanigawa[15]、武富ら[16]、和気ら[17]により報告されている。HR（PNFパターン）手技のROM改善の生理学的機序は、伸張された筋の求心性線維により伝達され伸張された筋を支配する運動ニューロンに抑制作用するⅠb抑制[15, 16, 17]、またレンショウ細胞の発火により運動ニューロンの発射が事前に抑制され

る反回抑制[17]と推定されている。HR（PNFパターン）手技は屈曲－内転－外旋方向に最大限に動かし、三次元の拮抗パターンである伸展－外転－内旋パターンでの抵抗運動の動きであり、屈曲－内転－外旋方向という三次元のROM改善が得られる[2]。しかし、今回の研究においても膝関節ROMの評価は、矢状面に平行な屈曲運動（SLR）の動きであったため、HR（PNFパターン）手技の本来の効果である屈曲－内転－外旋方向という三次元のROM増大を十分評価することができなかった可能性がある。今後、客観的な三次元的評価の方法を模索して比較検討する必要がある。

前回の研究で、直接的アプローチのSS手技群と間接的アプローチのSCPD手技群間においてPROMの有意な増大が認められ、今回の研究においてはSS手技群とSCPD手技群間においてROMの有意な増大が認められた。間接的アプローチであるSCPD手技におけるROM改善の生理学的機序は、中枢抑制が生じ、橈側手根屈筋への運動時の抑制やその後のリバウンド現象で中枢に興奮が生じることによりPROMおよびAROMが改善すると推測されている[18]。SCPD手技におけるPROMおよびAROMの増大効果は、中枢抑制がハムストリングスへの抑制効果となりPROMの増大が見られ、その後のリバウンド現象が大腿四頭筋への促通効果となりAROMの増大が見られた可能性がある。今回の結果においてPROMとAROMに有意な差がなかったが、何らかの影響を及ぼしているため、SS手技と比較しROMの増大が得られたと考えられる。

今回の結果から、直接的アプローチと比較し、間接的アプローチにおいて膝関節伸展ROMを増大させることができる可能性が健常者において示唆された。今後は刺激時間を延長し、ROMに及ぼす効果の差異を検証していきたい。

文献

1）柳澤 健，乾 公美：PNFマニュアル．南江堂，東京，p.67-71, 2001.
2）Voss DE, Ionta MK, Myer BJ: Proprioceptive Neuromuscular Facilitation ; Patterns and Techniqes. Third ED, Harper & Row, U.S.A., p.298-311, 1985.
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，p.44-159, 1988.
4）新井光男，清水 一，清水ミシェル・アイズマン他：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．PNFリサーチ，2: p.22-26, 2002.
5）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後方下制が患側上肢に及ぼす即時効果．PNFリサーチ，2: p.27-31, 2002.
6）名井幸恵，村上恒二，新井光男他：脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす遠隔反応の即時的効果．PNFリサーチ，5: p.38-42, 2005.
7）名井幸恵，新井光男，上広晃子他：脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす即時的効果．PNFリサーチ，6: p.20-24, 2006.
8）Roberts JM, Wilson K: Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. Br J Sports Med, 33: p.259-263, 1999.
9）Handel M, Horstmann T, Dickhuth HH, et al: Effects of contract-relax stretching training on muscle performance in athletes. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 76: p.400-408, 1997.
10）清水千穂，新井光男，黒田剛一他：ホールドリラックスおよび骨盤後方下制に対する抵抗運動が高齢者膝関節伸展可動域におよぼす影響．PNFリサーチ，7: p.79-84, 2007.

11) 白谷智子，村上恒二，新井光男他：健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技がハムストリングス伸張度に及ぼす効果の比較．PNF リサーチ，7: p.17-22, 2007.

12) 嶋田智明，金子 翼：関節可動障害．メディカルプレス，東京，p.3-4, 1997.

13) Moore MA, Kukulka CG: Depression of Hoffmann reflexes following voluntary contraction and implications for proprioceptive neuromuscular facilitation therapy, Phys Ther. 71（4）:321-329, 1991.

14) Condon SM, Hutton RS: Soleus muscle electromyographic activity and ankle dorsiflextion range of motion during four stretching procedures. Phys Ther, 67: p.24-30, 1987.

15) Tanigawa MC: Comparison of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. Phys Ther, 52: p.725-735, 1972.

16) 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: p.457-460, 1992.

17) 和気英樹，柳沢 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的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）：p.279-283, 1994.

18) 新井光男，柳澤 健：痛みに対する PNF モビライゼーション．理学療法，23: p.195-200, 2006.

上肢PNFパターン方向の静止性収縮位置の相違が下肢伸展挙上角度に及ぼす影響

Effects on the range of straight leg raising when using resistive sustained contractions in different positions of upper extremity PNF patterns

重松　栄一[1)]　新井　光男[2)]　小畑　順一[3)]　西浦　健蔵[1)]
Eiichi Shigematsu　Mitsuo Arai　Junichi Obata　Kenzou Nisiura
瀬戸口　拓也[1)]　清水　ミシェル・アイズマン[4)]　柳澤　健[5)]
Takuya Setoguchi　Michele Eisemann Shimizu　Ken Yanagisawa

要旨：上肢PNFパターン（伸展 - 外転 - 内旋）方向の静止性収縮位置（①体側上10cm、②体側、③体側下10cm）が下肢伸展挙上（Straight Leg Raising;SLR）角度に及ぼす影響を検証した。健常者21名、平均年齢（標準偏差）：26.76（6.16）歳を対象とした。21名を体側上10cm群、体側群、体側下10cm群の3群に無作為に配置し、静止性収縮前後の自動SLR角度を4日間連続で測定した。静止性収縮前後の自動SLR角度の変化を指標とし重複測定 - 分散分析を行なった結果、静止性収縮位置に有意差を認めた（$p<0.01$）。多重比較検定を行なった結果、体側下10cm群が体側上10cm群（$p<0.01$）、体側群（$p<0.05$）に対して有意差を認めた。期間による有意差は認められず、交互作用も認められなかった。これらの結果より、体側下10cm（短縮域）での静止性収縮が自動SLR角度に及ぼす影響が大きいことが示唆された。

キーワード：PNF、静止性収縮位置、間接的アプローチ

Abstract：The purpose of this was study to determine the cumulative effects of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) on the improvement of the active range of motion (AROM) of straight leg raising (SLR) in 21 healthy people (mean age=26.76). The exercises consisted of resistive sustained contractions using the PNF shoulder flexion-adduction-external rotation pattern at the trochanter (middle range), 10 cm above the trochanter (shortened range), and 10 cm below the trochanter (lengthened range). The subjects were divided into 3 groups (shortened range, middle range and lengthened range). The AROMs of the SLRs were measured before and after each exercise, and the results of four consecutive days of exercising were used to calculate the changes in the AROM of each group and to determine the effect of each position. The results of a repeated measure ANOVA showed significant differences in the improvement of the SLR AROM between the groups ($p<0.01$). The results revealed that both the shortened range and middle range groups showed significant improvements in the SLR AROM as compared to the lengthened range group ($p<0.05$).

Key Words：PNF, resistive sustained contraction positions, indirect approach

はじめに

固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation；PNF）には、関節可動域（Range of Motion；ROM）を増大させる方法として直接的アプローチと間接的アプローチがある。術後早期または疼痛が伴う患

1）甘木中央病院
Department of Physical Therapy, Amagi Thuou Hospital
2）広島厚生病院
Department of physical Therapy, Hiroshimakousei Hospital
3）心身障害児総合医療療育センター
National Rehabilitation Center for Disabled Children
4）県立広島大学
Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science
5）首都大学東京
School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

者に対し、目的となる関節に直接操作を加えることが困難な場合やリスクを伴う場合においては、間接的アプローチが有効であり、臨床場面での使用頻度は多い。間接的アプローチとは、遠隔部位の筋群の静止性収縮による発散現象により、目的とする関節周囲筋の反応を引き出し、可動域改善を得る方法である。

間接的アプローチの報告として西浦ら[1-2]は、上肢パターン（伸展 - 外転 - 内旋）の最終域での静止性収縮、肩関節屈曲方向の静止性収縮、肩関節伸展方向の静止性収縮が股関節屈曲可動域に及ぼす影響を測定し、上肢パターン（伸展 - 外転 - 内旋）の最終域での静止性収縮が有意にSLR角度を改善したことを報告した。我々は、上肢パターン（伸展 - 外転 - 内旋）の静止性収縮の位置の相違により関節可動域の増減を経験している。間接的アプローチの報告[1-15]は多数されているものの、静止性収縮の位置による遠隔関節への影響の報告はなされていない。今回、上肢から下肢への間接的アプローチである上肢パターン（伸展 - 外転 - 内旋）の静止性収縮の位置の相違によりSLR角度に差異が生じるかを検証した。

方法

（対象）

本研究に同意した神経学的及び整形外科的に健常な21名（男性10名、女性11名、平均年齢26.76 ±標準偏差6.16、範囲20-41）を対象者とした。

（手順）

被験者21名を右上肢静止性収縮位置①体側上10cm群:7名、平均年齢27歳、②体側群:7名、平均年齢25.7歳、③体側下10cm群：7名、平均年齢27.6歳、の3群に無作為に配置した。

右上肢伸展 - 外転 - 内旋方向の最大随意収縮力を背臥位にて測定し、翌日より背臥位にて各群とも最大随意収縮力の約70％の筋力で5秒間の静止性収縮を行い、各静止性収縮前後の右下肢自動SLR角度の測定を4日間連続で行った。

1）右上肢伸展 - 外転 - 内旋方向の最大随意収縮力の測定（図1）

被験者の右手掌に徒手筋力計（ANIMA製 μTas MT-1）のセンサーを把持させ、背臥位にて測定。上肢の位置は肘関節伸展位、手関節中間位、母指の位置を大転子の高さとし、母指と体側の間をこぶし1つ空けた。内旋角度は傾斜10度の矯正板を使用した。センサーは矯正板に対し垂直に押し、体幹・下肢に代償がでないところまでとした。

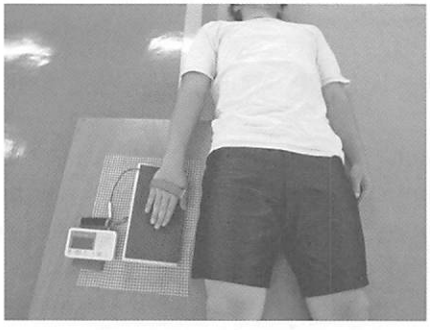


図1　最大随意収縮力の測定

2）静止性収縮位置（図2）

①体側上10cm群は母指の位置を大転子の高さより上10cmとし、②体側群は母指の位置を大転子の高さとし、③体側下10cm群は母指の位置を大転子の高さより下10cmとした。

肘関節伸展位、手関節中間位、母指と体側の間をこぶし1つ空け、内旋角度は傾斜10度の矯正板を使用した。静止性収縮は各群ともに最大随意収縮力の約70％の筋力を徒手筋力計で確認しながら5秒間保持させた。

3）測定方法

背臥位にて右自動SLR角度を各静止性収縮前後に測定した。測定は日本リハビリテーション医学会および日本整形外科学会が定めた関節可動域測定法にもとづいて行った。

4）指標（自動ＳＬＲ角度の改善角度）

静止性収縮前の自動 SLR 角度を基準値として、自動 SLR 角度の改善角度を次式により算出した。

（自動 SLR 角度の改善角度）＝（静止性収縮後自動 SLR 角度）－（静止性収縮前自動 SLR 角度）

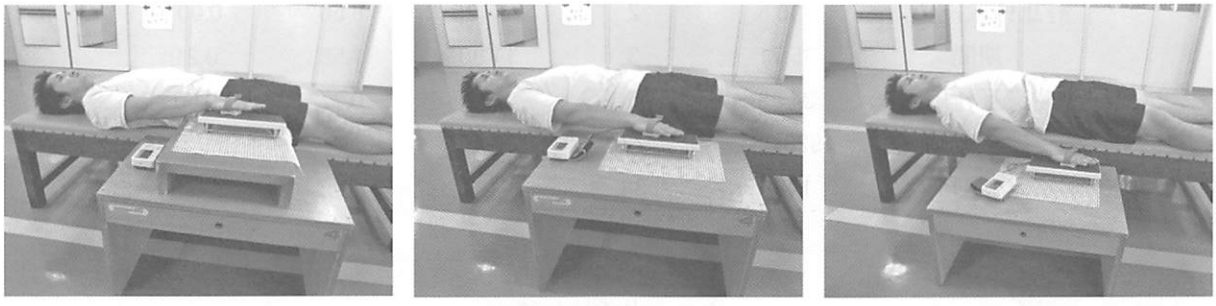
5）統計処理

自動 SLR 角度の改善角度を指標とし、静止性収縮位置及び期間を要因とした重複測定 - 分散分析を行い、有意差のあった要因に Sheffe's post hoc test の多重比較検定を用い分析した。

結果

1）平均値と標準偏差

自動 SLR 角度の改善角度の平均値と標準偏差を示す。（表 1、図 3）



① 体側上 10cm の静止性収縮　② 体側の静止性収縮　③ 体側下 10cm の静止性収縮

図 2　静止性収縮位置

表 1　自動 SLR 角度の改善角度（平均値±標準偏差）

	1 日目	2 日目	3 日目	4 日目
体側上 10cm	1.43±3.95	1.29±1.98	2.00±2.16	1.86±0.90
体側下 10cm	8.29±5.94	7.00±5.10	6.14±4.71	7.86±3.80
体側	5.00±3.00	1.29±2.69	2.71±3.15	3.14±2.34

単位：(°)

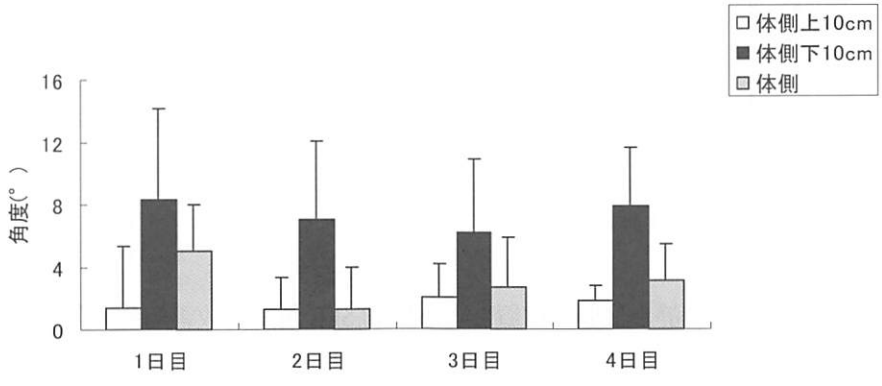


図 3　自動 SLR 角度の改善角度の平均値と標準偏差

2）重複測定 - 分散分析

重複測定 - 分散分析の結果、静止性収縮位置の要因に有意差が認められた。期間による有意差は認められず、交互作用も認められなかった。（表 2）

3）多重比較検定

多重比較検定を行なった結果、体側下 10cm 群と体側上 10cm 群間において危険率 1% で有意差を認めた。体側下 10cm 群と体側群間において危険率 5% で有意差を認めた。（表 3、図 4）

表 2　重複測定 - 分散分析

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F値	P値
静止性収縮位置	490.5	2	245.25	8.50	0.00*
期間	35.71	3	11.90	1.58	0.21
交互作用	34.93	6	5.82	0.77	0.60
誤差変動	926.86	72	36.40		
全変動	1488	83			

表 3　多重比較検定

静止性収縮位置	体側	体側下 10cm
体側上 10cm	NS	p<0.01
体側		p<0.05

NS : Not Significant

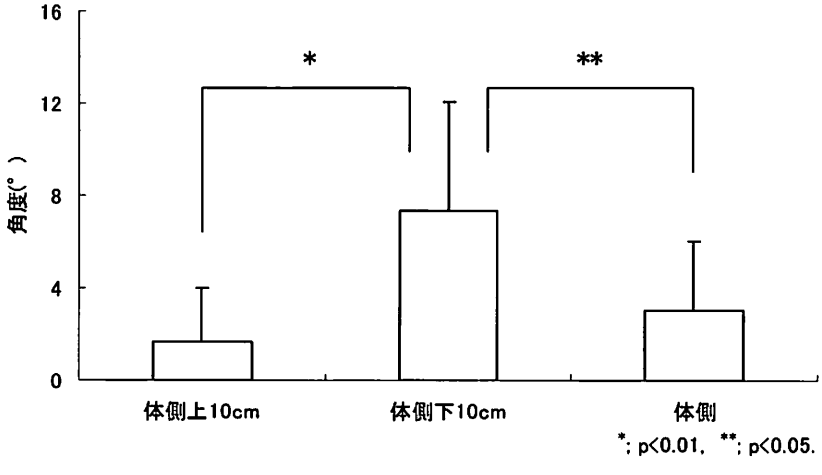


図 4　静止性収縮位置による自動 SLR 角度の改善角度の差異

考察

上肢PNFパターン（伸展 - 外転 - 内旋）方向の静止性収縮位置が自動SLR角度に及ぼす影響について検証した結果、体側下10cm群での静止性収縮は体側上10cm群、体側群での静止性収縮と比べ有意な改善が認めた。

PNFの間接的アプローチは操作部位から上行性に作用するものと、下行性に作用するものの2種類の報告があり、下肢関節への影響は、操作部位から下行性に作用するものである。上肢の刺激による下肢の脊髄レベルへの影響の報告は、上肢の随意収縮による下肢の腱反射増強法であるJendrassik（1885）の古典的方法が有名であり[3]上肢から下肢へ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。立石ら[4]は肩甲骨の後方下制の静止性収縮と求心性収縮、およびコントロールのための上肢の挙上運動が足関節の底背屈角度で示すリラクセーションの影響を検証している。その結果、上肢挙上運動と比較して、肩甲骨後方下制の静止性収縮後、求心性収縮後それぞれの間において、背屈および底屈の他動ROMで有意な改善を認め下行性のインパルスによる脊髄性の抑制を示唆している。また金本ら[5]は肩甲骨の後方下制の静止性収縮により、足関節底背屈の自動運動の所要時間を短縮したことにより、下行性のインパルスの発散による脊髄運動ニューロンの促通を示唆している。

本研究で3群とも静止性収縮後の自動SLR角度は向上し、下行性の脊髄固有反射による発散効果やリラクセーション後の抑制効果の影響が示唆されるが、体側上10cm群、体側群、体側下10cm群と静止性収縮位置が短縮域ほど同側下肢の自動SLR角度の平均値が増大したことは、歩行時の上下肢の動きと相似しており、四肢の協調的運動を誘発する中枢パターン発動（CPGs）の影響の可能性も示唆された。

上肢PNFパターン（伸展 - 外転 - 内旋）方向の短縮域での静止性収縮は、健常人の自動SLR角度を拡大する方法の1つとして考えられるが、短縮域での静止性収縮の効果が患者でも同様に作用するかは、今後検証していかねばならない。また他の間接的アプローチの短縮域における静止性収縮の効果についても、今後の研究課題である。

文献

1）西浦健蔵，新井光男，重松栄一，他：肩関節の抵抗運動が股関節屈曲可動域に及ぼす影響．PNFリサーチ6（1）:15-19，2006.
2）西浦健蔵，新井光男，重松栄一，他：背臥位における肩関節の抵抗運動が股関節屈曲可動域に及ぼす影響．PNFリサーチ7（1）:50-55, 2007.
3）Delwaide PJ, Toulouse P：Facilitation of monosynaptic reflexes by voluntary contraction of muscles in remote parts of the body, Brain, 104:701-719,1981.
4）立石和子，清水一，新井光男，他：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．PNFリサーチ3（1）:43-47, 2003.
5）金本まゆみ，清水一，新井光男，他：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．PNFリサーチ3（1）:48-51, 2003.
6）新井光男，清水一，清水ミッシェル・アイズマン，他：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．PNFリサーチ2（1）:22-26,2002.
7）名井幸恵，新井光男，上広晃子，他：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．PNFリサーチ2（1）:27-31, 2002.

8) 名井幸恵，村上恒二，新井光男，他：脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす遠隔反応の即時的効果．PNF リサーチ 5（1）:38-42, 2005.
9) 名井幸恵，新井光男，上広晃子，他：脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす即時的効果．PNF リサーチ 6（1）:20-24, 2006.
10) 錦織卓実，新井光男，田原知佳，他：脊椎圧迫骨折のある患者に対する骨盤の抵抗運動と殿部挙上運動が下肢伸展挙上可動域に及ぼす影響．PNF リサーチ 6（1）:30-34, 2006.
11) 白谷智子，村上恒二，新井光男，他：健常者におけるホールド・リラックス手技と下部体幹筋群の静止性収縮促通手技がハムストリングス伸張度に及ぼす効果の比較．PNF リサーチ 7（1）:17-22, 2007.
12) 清水千穂，新井光男，黒田剛一，他：ホールド・リラックスおよび骨盤後方下制に対する抵抗運動が高齢者膝関節伸展可動域におよぼす影響．PNF リサーチ 7（1）:79-84, 2007.
13) 新井光男，柳澤健：中枢神経疾患における筋力増強の実際．理学療法 21（3）：499-505，2004.
14) 新井光男，柳澤健：痛みに対する PNF モビライゼーション．理学療法 23（1）：195-200, 2006.
15) 新井光男：手関節自動関節運動改善のアプローチ法の検討 - 上肢静止性収縮と下部体幹の静止性収縮が手関節自動関節運動に及ぼす影響 , 広島大学 , 2004.

脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤への抵抗運動が背臥位からの立位動作に及ぼす影響

The effects of pelvic resistive exercise on the rising from supine to standing in Hemiplegia

平下　聡子[1)]　新井　光男[1)]　桝本　一枝[1)]
Satoko Hirashita　Mitsuo Arai　Kazue Masumoto
小畑　順一[2)]　清水　ミシェル・アイズマン[3)]　柳澤　健[4)]　清水　一[5)]
Junichi Obata　Michele Eisemann Shimizu　Ken Yanagisawa　Hajime Shimizu

要旨：脳卒中後片麻痺患者に対し、骨盤の後方下制の中間域での抵抗運動による静止性収縮（SCPD手技）が起居移動動作（背臥位から立ち上がりまで）に及ぼす継時的な効果について検証した。起居移動動作可能な脳卒中後片麻痺患者８名（左片麻痺５名、右片麻痺３名、男性１名、女性７名、平均年齢61.6歳、発症後平均期間23.0ヶ月、上下肢ブルンストロームステージⅢ～Ⅴ）をSCPD群、背臥位から立位動作の反復練習群の２群に無作為に分類した。各群の介入は週２回、４週間実施した。指標を起居移動動作の遂行時間とし、遂行時間の短縮が動作遂行能力の改善とした。各群介入前の動作遂行時間を基準値とし、介入後の改善率を算出した。重複測定分散分析の結果、SCPD群と反復練習群の治療手技間、期間で有意な改善が認められた（$p < 0.05$）。SCPD手技は継時的に起居移動動作能力を改善させることが可能であることが示唆された。

キーワード：片麻痺　起居移動動作遂行時間　PNF　SCPD

Abstract：The purpose of this study was to determine how a resistive sustained contraction using a Proprioceptive Neuromuscular Facilitation pattern for pelvic posterior depression (SCPD) influences the ability of rising from supine to standing for eight hemiplegic patients (mean age: 61.6 years). Eight subjects with hemiplegia were randomly assigned to the SCPD or repetitive rising from supine to standing exercise group. Both SCPD and repetitive exercises were performed regularly two days per week for four weeks. The amount of time required to rise from supine to standing was measured to determine the effect of each exercise. The results of a repeated measure ANOVA indicated significant differences between the SCPD and control groups ($p<0.05$). These results suggest that SCPD may have a cumulative effect for increasing the ability to rise from supine to standing.

Key Words：hemiplegia, rising from supine to standing, PNF, SCPD

はじめに

日常生活のなかで行っている、寝返り、起き上がり、立ち上がり、歩行といった動作は最も基本的な日常生活動作（Activities of daily living ; ADL）[1)]である。

特に起居移動動作（背臥位から立ち上がりまで）は日常生活における食事、更衣、排泄、整容といった様々な諸活動の基本的構成要素である[2)]。また、これらの活動を遂行するには臥床の状態から坐位あるいは立位への姿勢の変換は不可欠で、基本的なADLを遂行する上で必要な動作であり、日常生活における

1）広島厚生病院
Department of physical Therapy, Hiroshimakousei Hospital
2）心身障害総合医療療育センター
National Rehabilitation Center for Disabled Children
3）県立広島大学
Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science
4）首都大学東京
School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University
5）広島大学大学院保健学研究科
Division of Occupational Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

機能的自立に結びつく動作といえる[3]。起居移動動作は重力に抗した体幹の活動が要求され、支持基底面が大きく変化する動作である。低重心で支持基底面が広い力学的に安定した肢位である背臥位の姿勢から高重心、支持基底面の狭い姿勢に向かって体を直立させていくという一連の抗重力活動とみることができる[2,3]。体幹は四肢の随意運動時の身体近位部の固定、全身の抗重力位での支持の重要な条件と考えられている。体幹は起居移動動作ならびADLにおいても関与が大きく、体幹筋の機能障害があれば、起居移動動作、安定した座位が困難になることが予想される[4]。

脳卒中後片麻痺患者における体幹の機能障害はさまざまな面での関与が挙げられる。ADLの場面においては寝返り、起き上がり、動作に伴う体幹筋随意運動のコントロールなどである。座位では座位の保持、姿勢調整の異常、立ち直り反射の消失、低下などである。また、立位や歩行に関しても姿勢の垂直姿勢の保持困難、体幹姿勢調節の困難など体幹機能障害の関与が挙げられる。また、寝返り、起き上がり、立ち上がり動作や歩行を再獲得するには麻痺をはじめ、筋緊張、共同運動パターン、感覚入力、関節可動域、高次脳機能障害など種々の再獲得を妨げる問題を抱えている[5]。このような状況で起居移動動作を再獲得し、円滑に行えることはADL動作の自立にとって重要な要素である。一般に脳卒中後片麻痺患者において起居移動動作が円滑にできるようになると臥床した状態からの姿勢を変化させる動機づけを高める。また、坐位姿勢や立位姿勢は臥位姿勢よりも重心移動が高い垂直位姿勢の保持になり、移動動作を行いやすくし、活動空間を広げる。そのため日常生活上で起居移動動作は重要なことである。

臨床において脳卒中後片麻痺患者の起居移動動作に対する理学療法の介入方法の一つとして固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; PNF）の運動パターンの骨盤の抵抗運動を用いたアプローチが用いられている[6]。その骨盤の抵抗運動パターンの一つである骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮（Sustained Contraction of Posterior Depression; SCPD手技）を麻痺側骨盤にアプローチして起居移動動作能力の改善を筆者は経験している。SCPD手技を行い、遠隔部位へ及ぼす効果について研究されている。

上肢の他動関節可動域（Passive Range of Motion; PROM）、について新井らは、整形外科疾患患者において上肢障害関節に及ぼす即時的効果を骨盤のSCPD手技と上肢関節の持続伸張手技と比較した結果、骨盤へのアプローチの方が、障害関節の他動関節可動域が改善したと報告している[7]。名井らは、脳卒中後片麻痺患者の麻痺側上肢関節に及ぼす即時効果は骨盤のSCPD手技と直接麻痺側肩関節屈曲方向への持続伸張手技よりSCPD手技の方が有意に肩関節屈曲のPROMが改善したと報告している[8]。

自動関節可動域（Active Range of Motion; AROM）については、名井らは脳卒中後片麻痺患者の骨盤に対してSCPD手技を促通したときの即時的な肘関節の自動関節可動域への効果を検証している。その結果、SCPD手技によって肘関節屈曲・伸展ともにAROMの有意な改善を示し、SCPD手技の遠隔反応の効果を示唆している[9,10]。平下らは脳卒中後片麻痺患者に対し、麻痺側肩関節屈曲自動ROMを麻痺側肩甲骨と骨盤への抵抗運動を麻痺側肩関節屈曲方向への持続伸張手技と比較した結果、骨盤への抵抗運動のほうが改善したと報告している[11]。また、上広らは、脳卒中後片麻痺患者を対象として、骨盤の前方挙上の中間域での静止性収縮（Sustained Contraction of Anterior Elevation; SCAE手技）と骨盤のSCPD手技の2つの骨盤のパターンを行った結果、SCAE手技においてPROMのみに有意差を認め、SCPD手技においてはPROMとAROMに有意差を認め、両方改善したことを報告している[12]。

重心移動については、桝本らは、立位で麻痺側への重心移動が困難であった脳卒中後片麻痺患者に対し、骨盤のSCPD手技行った結果、麻痺側への重心移動が促通され、歩行能力が改善した症例を報告している[13,14]。

起き上がり動作については、中間らは慢性期脳卒中後片麻痺患者4名を対象に、上広らは脳卒中後片麻痺患者1名を対象に、田中らは脳卒中後片麻痺患者5名を対象に麻痺側骨盤に対する側臥位での後方下制運動の静止性収縮（SCPD手技）が起き上がり動作に及ぼす影響をシングルケース実験法ABAB型で検証している[15,16,17]。SCPD手技が起き上がり動作速度に対して影響を及ぼした可能性を示唆されたとしている。また、田中らはSCPD手技が歩行速度に及ぼす影響も検証した結果歩行速度に対しても影響を及ぼした可能性を示唆されたとしている[16]。しかし、PNF手技の骨盤の抵抗運動が一連の起居移動動作に及ぼす影響についての報告はみられない。そこで脳卒中後片麻痺患者においてPNFを用いた骨盤の抵抗運動により、起居移動動作時間の短縮が検証されると、動作の実用性を向上させADLの改善・拡大を実現する一つの治療技法としての実証につながると考えた。脳卒中後片麻痺患者の起居移動動作に対する介入方法として骨盤の抵抗運動であるSCPD手技の効果と、運動学習を目的とした背臥位から立位までの動作の反復練習による効果を比較して治療技術の有効性を検証するために研究を行った。

方法

（対象）

本研究の参加に同意が得られた脳卒中後片麻痺患者8名で、非麻痺側上肢の整形外科的疾患、高次脳機能障害を有さず、口頭指示の理解が良好で、起居動作・起立動作が可能な者とした。対象は男性1名、女性7名であった。

平均年齢±標準偏差は、61.63 ± 15.15歳、発症からの期間±標準偏差23.00 ± 17.39ヶ月、麻痺側は左片麻痺5名、右片麻痺3名で、ブルンストロームステージは上肢Ⅲが5名、Ⅳが2名、Ⅴが1名、下肢Ⅲが2名、Ⅳが4名、Ⅴが2名であった。起居移動動作は8名とも自立で、立ち上がり動作に杖を使用する者が1名、使用しない者が7名であった。歩行状態は、短下肢装具着用し、1本杖使用者が1名、1本杖使用が5名、四点杖使用が2名であった。また、歩行時に監視を要するものは2名であった。

（手順）

全対象をSCPD手技群、反復練習群の2群に乱数表を用いて無作為に分類した（表1）。

各群ともに介入は週2回行い、4週間行った。

操作定義として起居移動動作とは背臥位の状態から起き上がり、端座位となり立ち上り非麻痺側上肢が体側にあてた状態までの一連の動作とした。立ち上り時必要なら杖を使用してもよいこととした。立位時、頭部は正面を向くように指示した。

指標は起居移動動作遂行時間とした。起居移動動作の改善とは動作スピードが反復練習群よりも向上し、動作遂行時間が短縮することとした。

表1. 各群の対象

介入群	性別（名）	平均年齢±SD（歳）	罹患期間±SD（ヶ月）	麻痺側（名）
SCPD手技群	男0 女4	63.5±18.19	23.0±17.39	左2 右2
反復練習群	男1 女3	59.8±12.97	30.5±20.62	左3 右1

（各群の介入方法）

1）SCPC による治療

被験者は麻痺側を上にした側臥位で骨盤の後方下制の中間域で 10 秒間の静止性収縮を行い、その後、15 秒間のリラクセーションをさせ、さらに 10 秒間の静止性収縮を行った。これを 1 セットとし、5 回繰り返して行った。SCPD の用手接触は坐骨結節に行い、側臥位上側の上肢が動かないように注意した。

2）背臥位から立位動作（自動運動）の反復練習群

背臥位から起き上がり、立ち上がりまでの動作を行った。この動作手順を介入前に説明し、数回練習した後、1 分間隔で反復して 5 回行った。

（遂行時間の測定方法）

各群ともに介入前と各介入後に遂行時間を 2 回ストップウォッチで測定した。2 回の測定時間より平均値を算出し、遂行時間とした。

被験者は被験者の上前腸骨棘がベッド横の中央線上とし、非麻痺側肩関節 45° 外転位でベッド端に第 3 指の指先がくる背臥位とした。また麻痺側上肢は腹部の上に乗せた状態とした。検者による「はい」の声かけと同時に起き上がり、立ち上がりまでの遂行時間を測定した。立位時の頭部は正面を向くように統一した。

（データの解析）

起居移動動作遂行時間の測定の再現性を検証するため、介入前後に起居移動動作遂行時間を 2 回測定し、級内相関係数（Intraclass Correlation Cofficient ; ICC）を用いて検証した。両群の治療手技の効果の指標として各群の起居移動動作遂行時間の改善率を次式より算出した。

改善率（%）＝（各介入後の起居移動動作遂行時間の平均値－基準値）/（基準値）× 100

各群の継時効果について各群の介入後の平均改善率を用い、治療手技の種類と期間を要因とした重複測定分散分析を行った。統計学的分析の有意水準は 5% 未満とした。

結果

各起居移動動作遂行時間測定についての検者内の再現性は、ICC ＝ 0.99 を示し、再現性が認められた。

各群の 8 回経過後の平均改善率と標準偏差は、SCPD 手技群の 1 回目介入後－ 12.61 ± 8.45%、2 回目－ 11.66 ± 10.78%、3 回目－ 13.61 ± 8.30%、4 回目－ 8.86 ± 15.31%、5 回目－ 15.04 ± 7.90%、6 回目－ 18.25 ± 7.85%、7 回目－ 19.14 ± 7.08%、8 回目－ 24.22 ± 6.74% であった（表 2）。反復練習群の 1 回目介入後 3.62 ± 12.19%、2 回目－ 1.49 ± 5.11%、3 回目－ 0.77 ± 7.91%、4 回目－ 2.93 ± 5.46%、5 回目－ 6.22 ± 4.11%、6 回目－ 10.40 ± 6.27%、7 回目－ 4.64 ± 8.89%、8 回目－ 4.39 ± 6.23% であった（表 2）。

表 2. 介入前および介入後の起居移動動作遂行時間平均改善率±標準偏差

（単位；%）

	1回目	2回目	3回目	4回目
SCPD手技群	-12.61±8.45	-11.66±10.78	-13.61±8.30	-8.86±15.31
反復練習群	3.62±12.19	-1.49±5.11	-0.77±7.91	-2.93±5.46

	5回目	6回目	7回目	8回目
SCPD手技群	-15.04±7.90	-18.25±7.85	-19.14±7.08	-24.22±6.74
反復練習群	-6.22±4.11	-10.40±6.27	-4.64±8.89	-4.39±6.23

表 3. 起居移動動作遂行時間平均改善率による重複測定分散分析

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F 値	P 値
治療手技間	1973.54	1	1973.54	8.07	0.03*
期間	772.28	7	110.33	2.39	0.04*
交互作用	267.99	7	38.28	0.83	0.57
誤差変動	3178.79	43	290.90		
全変動	6192.60	58			

* : $p < 0.05$

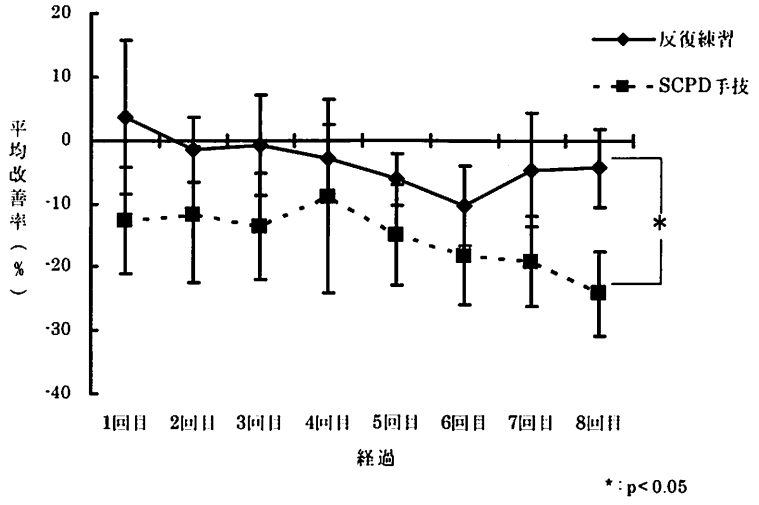


図 1. 経過に伴う各治療群の起居移動動作遂行時間の平均改善率±標準偏差
治療手技と期間に交互作用はなく、SCPD 手技群と反復練習群に有意差が認められ、期間で有意差が認められた。

各群の継時効果について各群の介入後の平均改善率を用い、治療手技の種類と期間を要因とした重複測定分散分析を行った。その結果、治療手技と期間に交互作用はなく、SCPD 群と反復練習群の治療手技間で有意差が認められ、期間で有意差が認められた（表 3、図 1)。SCPD 群、1 名退院され 6 回目以降介入できず、反復練習群、1 名退院され、7 回目以降介入できなかったため欠損値として統計処理した。

考察

脳卒中後片麻痺患者の起居移動動作に対する SCPD 手技の有効性を検証した。その結果、SCPD 手技群は反復練習群と比較して起居移動動作時間は有意に短縮し、改善が得られた。

SCPD 手技は、PNF の基本手技と異なり坐骨結節から、静止性収縮時に仙腸関節方向に圧縮し、圧縮後の静止性収縮の促通（不随意的収縮の促通）をする [18]。また、随意運動は随意的にセラピストに抗して静止性収縮を行うものである [18, 19]。骨盤の後方下制運動時に働く下部体幹筋である腸腰肋筋、胸最長筋、腰方形筋（下側）と大殿筋の収縮が得られる。また、静止性収縮を行わせる拮抗パターンである骨盤の前方挙上時に働く外腹斜筋、内腹斜筋、腹直筋、腰方形筋（上側）の収縮も得られ、体幹の同時収縮が生じる。また、仙腸関節方向に圧縮することによって関節内の受容器を刺激し随意収縮力を高め関節の安定性の増大が得られる [18]。

今回、SCPD手技が反復練習群と比較して起居移動動作が有意に短縮、改善がみられた理由として、SCPD手技によって四肢・体幹筋群が脊髄レベルの抑制とその後の促通効果が得られた機序が考えられる[18]。新井ら[20]はSCPD群とhandgrip（計測手と反対の手による握力計の把持）群の2群に分けて運動時およびその後のH波・M波振幅値を重複測分散分析により比較した結果、SCPD運動時に橈側手根屈筋H波に有意な抑制が生じ、SCPD運動80秒後に有意な促通が生じることを報告している。また、総指伸筋H波に及ぼす生理学的効果としては、SCPD手技による上位中枢の影響を報告している[21]。新井らはSCPD手技による生理学的機序として、①脊髄固有性反射、②超皮質性反射、③中枢パターン発動の3つの仮説を挙げており、これらの3つが相互に関係していると推測している[18]。本研究でも骨盤の抵抗運動によって体幹筋群の運動単位の動員の増加が生じ、麻痺側体幹の筋出力の増大や抵抗運動による静止性収縮により体幹筋群の同時収縮が促通され、骨盤での支持性が向上し麻痺側骨盤への自動的な重心移動が可能となったことが推測される。また、継時的に改善しているのでSCPD手技によって筋力強化された可能性も考えられる。しかし、今回は検証していないので今後の検討課題である。

SCPD手技によって四肢・体幹筋群の自動運動が促通され、体幹のコントロール・四肢の協調性が向上し、起居移動動作時間の短縮が得られたと推察される。SCPD手技は継時的に起居移動動作能力を改善させる可能性があるとこが示唆された。

文献

1) 冨田昌夫：起居移動動作障害に対する運動療法の基礎．PTジャーナル．38（9）．741-748. 2004.
2) 潮見泰藏：起き上がり動作と理学療法の関わり．理学療法．20（10）．1013-1016. 2003.
3) 對馬均：起き上がり動作のメカニズム－背臥位からの起き上がり－．理学療法．20（10）．1017-1027. 2003.
4) 藤原俊之，岡島康友，木村彰男：体幹機能障害．総合リハ．29（12）．1089-1094. 2001.
5) 竹村雅俊，有賀保博，和田智弘，他：脳卒中片麻痺患者の起き上がり動作と理学療法．理学療法．20（10）．1046-1054. 2003.
6) 柳澤健，乾公美・編：PNFマニュアル．南江堂．2001.
7) 新井光男，清水一，清水ミッシェル・アイズマン，他：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．PNFリサーチ．2（1）22-26. 2002.
8) 名井幸恵，新井光男，上広晃子，他：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．PNFリサーチ．2（1）．27-31. 2002.
9) 名井幸恵，村上恒二，新井光男，他：脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす遠隔反応の即時的効果．PNFリサーチ．5（1）．38-41. 2005.
10) 名井幸恵，新井光男，上広晃子，他：脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動が肘関節可動域改善に及ぼす即時的効果．PNFリサーチ．5（1）．20-24. 2006.
11) 平下聡子，新井光男，清水一，他：肩甲骨と骨盤の抵抗運動が患側肩関節可動域に及ぼす影響．PNFリサーチ．4（1）．19-23. 2004.
12) 上広晃子，新井光男，清水一，他：脳卒中後片麻痺患者の骨盤の抵抗運動パターンの相違が患側肩関節可動域に及ぼす効果．PNFリサーチ．4（1）．24-27. 2004.

13) 桝本一枝，新井光男，田中良美，他：患側への重心移動が困難であった脳卒中後片麻痺患者1症例に対する骨盤後方下制の効果．PNFリサーチ．6（1）．45-49. 2006.
14) 桝本一枝，新井光男，村上恒二，他：骨盤後方下制が麻痺側への荷重に及ぼす影響－脳卒中後片麻痺患者での検討－PNFリサーチ．7（1）．6-16. 2007.
15) 上広晃子，新井光男，村上恒二，他：脳卒中後片麻痺患者の対する抵抗運動の介入が起き上がり動作に及ぼす効果．PNFリサーチ．7（1）．23-27. 2007.
16) 田中敏之，新井光男：脳卒中後片麻痺患者の骨盤への抵抗運動が起き上がり動作と歩行速度に及ぼす影響．PNFリサーチ．7（1）．56-60. 2007.
17) 中間孝一，新井光男：脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤後方下制運動による下部体幹筋群の静止性収縮の促通手技が起き上がり動作に及ぼす影響．PNFリサーチ．7（1）．61-65. 2007.
18) 新井光男，柳澤健：中枢神経疾患における筋力増強の実際－痙縮筋の筋力増強－．理学療法．21（3）．195-200. 2006.
19) 新井光男，柳澤健：痛みに対するPNFモビライゼーション．理学療法．23（1）．499-505. 2004.
20) 新井光男：手関節自動関節運動改善のアプローチ法の検討—上肢静止性収縮と下部体幹の静止性収縮が手関節自動関節運動に及ぼす影響．広島大学．2004.
21) 新井光男，清水一，柳澤健，他：骨盤抵抗運動による総指伸筋長脊髄反射の潜時に及ぼす栄影響－ケース・スタディー．PNFリサーチ．3（1）．54-59. 2003.

脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動の介入が起き上がり動作に及ぼす効果

The effects of pelvic resistive exercise on the rising from supine to sitting

上広　晃子[1)]　Akiko Uehiro
新井　光男[2)]　Mitsuo Arai
清水　幸恵[1)]　Sachie Shimizu
小畑　順一[3)]　Junichi Obata
桝本　一枝[2)]　Kazue Masumoto
清水　ミシェル・アイズマン[4)]　Michele Eisemann Shimizu
柳澤　健[5)]　Ken Yanagisawa
村上　恒二（MD）[6)]　Tuneji Murakami

要旨：脳卒中後片麻痺患者に対し、麻痺側骨盤の後方下制の中間域での抵抗運動による静止性収縮の促通手技（SCPD 手技）を行い、起き上がり動作遂行時間に及ぼす即時的効果を検証した。対象は 12 名（右片麻痺 8 名、左片麻痺 4 名）、平均年齢 69.9 歳、平均発症後月数 25.7 ヶ月であった。全対象を無作為に SCPD 手技群とコントロール群（起き上がり動作の反復練習）の 2 群に分類した。起き上がり動作遂行時間は、各群共に刺激前後 2 回ずつ測定した。測定した 2 回の値で起き上がり動作遂行時間の平均値を刺激前後で算出し、起き上がり動作遂行時間とした。また刺激前の起き上がり動作遂行時間の平均値を基準値として改善率を算出し、独立 2 群の t 検定にて検証した。その結果、SCPD 手技群において有意差を認め（$p<0.05$）、脳卒中後片麻痺患者に対する SCPD 手技が、起き上がり動作遂行時間の短縮に有効である可能性が示唆された。

キーワード：脳卒中後片麻痺患者，起き上がり動作遂行時間，PNF, SCPD 手技

Abstract：The purpose of this study was to determine how resistive sustained contractions using the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) pattern for pelvic posterior depression (SCPD) influences the immediate ability of rising from supine to sitting for twelve hemiplegic patients (mean age: 69.9 years). Twelve patients underwent either the SCPD pattern or repeated rising from supine to sitting exercises. The parameter was the amount of time it took to rise from supine to sitting. The results of a t-test showed a significant improvement when using the SCPD, as compared with the repeated rising from supine to sitting exercise ($p<.05$). We found that, as compared to the repeated rising from supine to sitting exercise, the SCPD technique had cumulative effects for the reduction of the amount of time required to perform this movement.

Key Words：hemiplegia, rising from supine to sitting, PNF, SCPD

はじめに

我々は、様々な動作を行って生活している。その中で「基本動作」あるいは「起居移動動作」と呼ばれる動作は、動作そのものに直接的な目的はないが、他の目的を持った諸活動（食事・排泄・入浴など）に直接結びつく動作である[1)]。この動作は基本的な日常生活動作（Activities of daily living; ADL）を遂行する上で必要な動作であり[2)]、ADL における機能的自立に結びつく動作である[2)]。しかし中枢

1）本永病院
Motonaga Hospital
2）広島厚生病院
Department of physical Therapy, Hiroshimakousei Hospital
3）心身障害児総合医療教育センター
National Rehabilitation Center for Disabled Children
4）県立広島大学
Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Hiroshima Prefectural College of Health Science
5）首都大学東京
School of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University
6）広島大学保健学研究科
Division of Occupational Therapy, Institute of Health Sciences, Faculty of Medicine, Hiroshima University

神経障害による運動障害を呈する脳卒中後片麻痺患者はしばしばこの起居移動動作が困難となっている。起居移動動作は、平衡感覚や、固有受容感覚による頸部、体幹の姿勢維持筋による全身的な筋緊張のコントロール（平衡による基礎的定位のレベル）、パターン化された四肢の速い合目的な運動の自己組織化（筋－関節の固有感覚による基礎的定位のレベル）の調節が必要である[3]。

臨床において、脳卒中後片麻痺患者の起き上がり動作における介入方法の一つとして、骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮（Sustained Contraction of Posterior Depression; SCPD 手技）を麻痺側骨盤にアプローチすることで起き上がり動作能力の改善を経験している。我々はその SCPD 手技の介入効果を起き上がり動作遂行時間を測定し、脳卒中後片麻痺患者 1 症例に対し、シングルケーススタディ ABAB 型にて検証した[4]。その結果、ADL 訓練期より、SCPD 手技介入期において、起き上がり動作遂行時間の短縮傾向を認め、SCPD 手技による起き上がり動作遂行時間への影響を示唆した[4]。

SCPD 手技とは、側臥位で対象者の坐骨結節に用手接触し、側臥位上側の上肢が動かないように注意し 1 ～ 5kg の力で仙腸関節方向に圧縮しながら骨盤周囲筋群の静止性収縮を促通する手技である。この SCPD 手技の遠隔部位への効果は多く報告されている[5～11]。新井ら[5]は、整形外科疾患患者において上肢障害関節に及ぼす即時的効果を SCPD 手技と上肢関節の持続伸張手技と比較した結果、SCPD 手技の方が、障害関節の他動関節可動域（Passive Range of Motion; PROM）が改善したと報告している。また、SCPD 手技時に橈側手根屈筋 H 波に有意な抑制が生じ、SCPD 手技後に有意な促通が生じることにより、脊髄レベルでの関与の可能性を示唆している[6]。また、名井ら[7]は、脳卒中後片麻痺患者の麻痺側上肢関節に及ぼす即時的効果を、SCPD 手技と直接麻痺側肩関節屈曲方向への持続伸張手技より SCPD 手技の方が有意に肩関節屈曲の PROM が改善したと報告している。上広ら[8]は、脳卒中後片麻痺患者を対象として、骨盤の前方挙上の中間域での静止性収縮（Sustained Contraction of Anterior Elevation; SCAE 手技）と SCPD 手技の 2 つの骨盤のパターンを行った結果、SCAE 手技で PROM のみに有意差を認め、SCPD 手技では PROM と自動関節可動域（Active Range of Motion; AROM）に有意差を認めたことを報告している。SCPD 手技の ADL に関する報告として、桝本ら[9]は、立位で麻痺側への重心移動が困難であった脳卒中後片麻痺患者 1 症例に対し、SCPD 手技を行った結果、麻痺側への重心移動が促通され、歩行能力が改善したと報告している。また、起き上がり動作において、脳卒中後片麻痺患者を対象に、起き上がり動作遂行時間を測定し、シングルケーススタディー ABAB 型にて SCPD 手技の効果を検証した結果、ADL 訓練期と比較して SCPD 手技介入期で、起き上がり動作遂行時間短縮への影響を示唆している[4, 10, 11]。しかし、SCPD 手技による起き上がり動作遂行時間に及ぼす即時的な効果については未だ報告がなく、明らかにされていない。

そこで、脳卒中後片麻痺患者の麻痺側の骨盤の後方下制の中間域での静止性収縮（SCPD 手技）と、コントロールとを比較し、SCPD 手技の効果を、複数の症例に対して起き上がり動作遂行時間を測定し、SCPD 手技の即時的効果を明確にするために研究を行った。

対象

本研究に同意した脳卒中後片麻痺患者 12 名（男性 8 名、女性 4 名）を対象とした。右片麻痺 8 名、左片麻痺 4 名、平均年齢±標準偏差（範囲）69.9 ± 1.5 歳（32 ～ 86 歳）、平均発症後月数±標準偏差（範囲）25.3 ± 2.9 ヶ月（2 ～ 94 ヶ月）であった。ブルーンストロームステージは上肢Ⅴが 4 名、Ⅳが 3 名、Ⅲが 3 名、Ⅱが 2 名、下肢Ⅴが 5 名、Ⅳが 3 名、

Ⅲが4名であった。高次脳機能障害を有さず、口頭指示の理解が良好で、起き上がり動作が可能な者とした。

方法

全対象者をコインの表裏で無作為にコントロール群、SCPD手技群の2群に分類した（表1）。

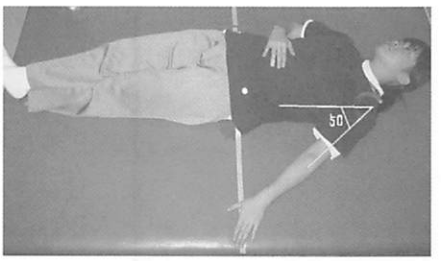
起き上がり動作遂行時間の測定は、測定に習熟した検者が行った。被験者には、測定前に起き上がりに対する適切な情報を与え、1回の練習後、測定開始から終了肢位までの時間をストップウォッチで刺激前後各々2回ずつ測定した。

1回目と2回目の測定した値で起き上がり動作遂行時間の平均値を算出し、刺激前後各々の起き上がり動作遂行時間とした。また、起き上がり動作を開始してから1分30秒努力しても行えなかった場合は、終了とした。

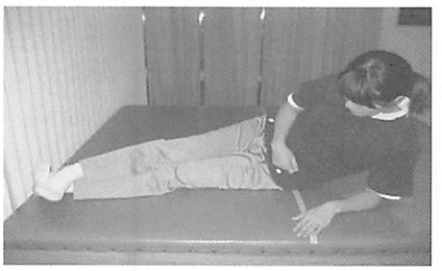
起き上がり動作の開始肢位は、被験者の上前腸骨棘がベッドの横の中央線上とし、非麻痺側肩関節50°外転位で、ベッドの端に指先が位置する背臥位とした。また、被験者の非麻痺側下肢は、麻痺側下肢の下に入れ、麻痺側上肢は、腹部に乗せた状態とした（図1-a）。

表1. 各群の対象

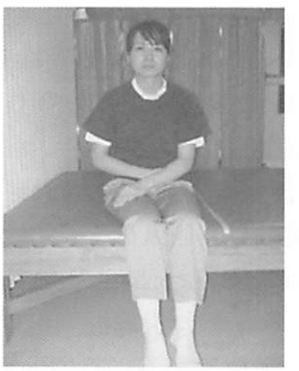
刺激群	性別（名）	平均年齢±SD（歳）	発症後月数±SD（ヶ月）	麻痺側（名）
コントロール	男4女2	66.8±4.2	17.0±3.7	右4左2
SCPD	男5女1	72.5±2.0	33.0±6.8	右4左2



a） 起き上がり動作の開始肢位



b） 非麻痺側肘支持位



c） 終了肢位

図1. 起き上がり動作

（図1-a）上前腸骨棘がベットの横の中央線上とし、非麻痺側肩関節50°外転位で、ベットの端に指先が位置する背臥位とした。また、被験者の非麻痺側下肢は、麻痺側下肢の下に入れ、麻痺側上肢は、腹部にのせた状態とした
（図1-b, 1-c）背臥位から、座位になる経過において体幹が部分的に回旋し、麻痺側の肩甲骨下角が浮き、非麻痺側肘支持の状態を経由し、非麻痺側の手を反対側の大腿の上にのせた座位までの動作とした。端座位時の頭部は正面に向くように統一した。

検者による合図「はい」と同時に、起き上がり動作を開始し、起き上がり動作遂行時間を測定した。起き上がり動作とは、背臥位から座位になる経過において体幹が部分的に回旋し、非麻痺側の肩甲骨下角が浮き、非麻痺側肘支持の状態を経由し、非麻痺側の手を反対側の大腿の上にのせた座位までの動作とした。端座位時の頭部は正面に向くように指示した（図 1-b, 図 1-c）。

SCPD 手技は、麻痺側を上にした側臥位で坐骨結節に用手接触し、20 秒間静止性収縮を行わせ、15 秒間のリラクセーション後、20 秒間静止性収縮を実施するのを 1 セットとし、3 セット行った。コントロールは、起き上がり動作の反復練習を 3 回行った。

データ解析

刺激前の起き上がり動作遂行時間を基準値として改善率を算出した。

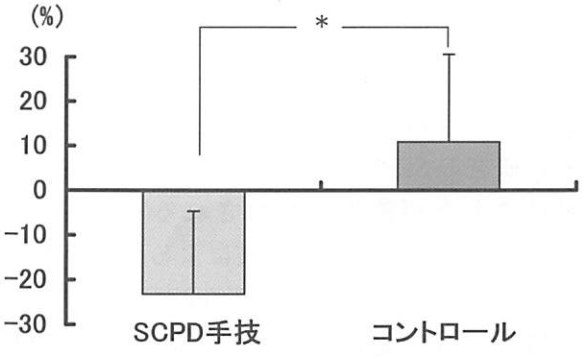
$$改善率 = \frac{(刺激後の起き上がり動作遂行時間 - 基準値)}{(基準値)} \times 100$$

得られた値を 2 つの治療法の効果を比較するために、独立 2 群の t 検定（スチューデントの t 検定）を行った。

起き上がり動作遂行時間の短縮とは改善率がマイナスの値をとった時と判断し、起き上がり動作遂行時間の短縮を示したとき、起き上がり動作の円滑さとした[12, 13]。

結果

SCPD 手技群の刺激前の平均起き上がり動作遂行時間±標準偏差（範囲）は、13.11 ± 1.54 秒（4.02 ～ 29.06 秒）、SCPD 手技後の平均起き上がり動作遂行時間±標準偏差（範囲）は、9.35 ± 1.11 秒（4.15 ～ 22.65 秒）であった。平均改善率±標準偏差（範囲）は、－ 23.21% ± 18.54（3.24 ～－ 55.0%）であった（図 2）。コントロール群の刺激前の平均起き上がり動作遂行時間±標準偏差（範囲）は、10.17 ± 1.63 秒（4.03 ～ 28.91 秒）、刺激後の平均起き上がり動作遂行時間±標準偏差（範囲）は、11.22 ± 2.11 秒（3.75 ～ 36.65 秒）であった。平均改善率±標準偏差（範囲）は、10.89% ± 19.76（26.79 ～－ 19.93%）であった（図 2）。



(*; p<0.05)

図 2.　各群の平均改善率±標準偏差（範囲）

SCPD 手技群　；－ 23.21 ± 18.54 %
（3.24 ～－ 55.02%）
コントロール群；10.89 ± 19.76%
（26.79 ～－ 19.93%）

F 検定の結果、両者の分散に差がないことが認められたため、独立 2 群の t 検定を行った。その結果、両群の平均値の差は－ 34.10 で SCPD 手技において有意差を認めた（p<0.05）（表 2）。

表 2.　独立 2 群の t 検定結果

	平均値の差	自由度	t値	p 値(両側確率)
SCPD,コントロール	−34.10	10	−3.08	0.01*

(*; p<0.05)

考察

脳卒中後片麻痺患者に多く見られる起き上がり動作を困難にしている要因として、体幹の可動性の低下[13]や麻痺側体幹筋の運動単位の減少、主動作筋の運動単位の発火頻度の変調[14~16]により内・外腹斜筋が適切に働けないため、体幹コントロール及び四肢の協調性の障害が考えられる。

今回、脳卒中後片麻痺患者に対して、SCPD手技群とコントロール群の2群に分類し、起き上がり動作遂行時間を測定することでSCPD手技の即時的効果を検証した。その結果、SCPD手技群で有意に起き上がり動作遂行時間が短縮し（$p<0.05$）、SCPD手技による起き上がり動作遂行時間に対する即時的な効果が期待された。このSCPD手技による起き上がり動作遂行時間の短縮の要因には、先行研究のSCPD手技による生理学的機序が賦活された可能性が推察される。新井ら[6]は、SCPD手技とSCAE手技による橈側手根屈筋H波振幅値に及ぼす影響を検証した結果、SCPD手技では運動時にH波振幅値比がSCAE手技時とSCAE手技後より有意に小さい値を示し、SCPD手技後に、有意に大きな値を示した。これについて新井は、SCPD手技の生理学的効果としてSCPD手技時に橈側手根屈筋H波に有意な抑制が生じ、SCPD手技後に有意な促通が生じることを示唆した[6]。これらの報告から、SCPD手技を施行したことにより脊髄レベルで運動時の抑制とその後の促通が得られ、麻痺側上肢、体幹筋群が促通され自動運動が可能となったと考えられる。そして、脳卒中後片麻痺患者が困難としている体幹の回旋、屈曲のコントロール、四肢の協調性を向上させ、円滑な起き上がり動作が可能となったため起き上がり動作遂行時間の短縮が得られたと考えられた。

また、SCPD手技は、運動単位の動員や、インパルスの発射頻度の増加による筋力増強を可能とする抵抗運動[14, 17]を行う手技である。抵抗運動により、主動作筋として、下部体幹筋（腸腰肋筋、胸最腸筋、腰方形筋（下側））の収縮、静止性収縮することにより、外腹斜筋、内腹斜筋、腹直筋、腰方形筋（上側）も同時収縮させ、体幹筋群のインパルスの発射頻度の増加により、起き上がり動作遂行時間の短縮が得られた可能性も考えられた。

今後の課題

今回の研究は、SCPD手技による起き上がり動作遂行時間の即時的な影響を検証した。今後は、起き上がり動作遂行時間への即時的な影響を示唆したSCPD手技の効果が、継時的にどのように影響するのかを検討していきたい。

文献

1) 内田成男，佐藤純子，横山明正，他：動作指導の基本.PTジャーナル．38（6）．481-489. 2004.
2) 封間均：起き上がり動作のメカニズム．理学療法20（10）．1017-1027. 2003.
3) 富田昌夫：起居移動動作障害に対する運動療法の基礎．PTジャーナル38（9）．741-748. 2004.
4) 上広晃子，新井光男，村上恒二，他：脳卒中後片麻痺患者に対する抵抗運動の介入が起き上がり動作に及ぼす効果．PNFリサーチ（7）．23-27. 2007.
5) 新井光男，清水一，清水ミッシェル・アイズマン，他：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．PNFリサーチ（2）．22-26. 2002.
6) 新井光男，柳沢健：痛みに対するPNFモビライゼーション．理学療法23（1）．195-200. 2006.
7) 名井幸恵，新井光男，上広晃子，他：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．PNFリサーチ（2）．27-31. 2002.

8) 上広晃子，新井光男，清水一，他：脳卒中後片麻痺患者の骨盤の抵抗運動パターンの相違が患側肩関節稼動域に及ぼす効果．PNF リサーチ（4）．24-27. 2004.
9) 桝本一枝，新井光男，田中良美，他：患側への重心移動が困難であった脳卒中後片麻痺患者 1 症例に対する骨盤の後方下制の効果．PNF リサーチ（6）．45-49. 2006.
10) 田中敏之，新井光男：脳卒中後片麻痺患者の骨盤への抵抗運動が起き上がり動作と歩行速度に及ぼす影響．PNF リサーチ（7）．56-60. 2007.
11) 中間孝一，新井光男：脳卒中後片麻痺患者に対する骨盤の後方下制運動による下部体幹筋群の静止性収縮の促通手技が起き上がり動作に及ぼす影響．PNF リサーチ（7）．61-65. 2007.
12) 小野寺由美子，半澤宏美，佐々木智幸，他：片麻痺患者における起き上がり動作および片肘立ち位の圧中心軌跡に影響を及ぼす身体機能の検討．理学療法科学 20（1）．37-41. 2005.
13) 武村雅俊，有賀保博，和田智弘，他：脳卒中片麻痺患者の起き上がり動作と理学療法．理学療法 20（10）．1046-1054. 2003.
14) 新井光男：中枢神経疾患における筋力増強の実際．理学療法 21（3）．499-505. 2004.
15) 細田多穂，柳澤健・編：理学療法ハンドブック改訂版 2 版．293-350. 協同医書出版社．東京．1991.
16) 新井光男：筋緊張亢進状態の筋電図学的評価．理学療法 21（9）．1181-1186. 2004.
17) 柳澤健，乾公美・編：PNF マニュアル改訂版 2 版．3-21. 南光堂．東京．2001.

下肢部分の冷浴および温浴後のPNF施行による足タッピング運動への影響について

Research of effect to active movement of ankle-joint by having combined thermo therapy or cooling therapy and PNF with lower limb

弓場　裕之[1)]　伊東　可奈子[1)]　佐々木　聡[1)]　長友　拓憲[1)]
Hiroyuki Yumiba　Kanako Ito　Satoshi Sasaki　Takunori Nagatomo
上間　智博[1)]　金子　政人[1)]　種田　沙織[1)]　川平　和美(MD)[2)]
Tomohiro Uema　Masahito Kaneko　Saori Taneda　Kazumi Kawahira

要旨：PNFと温熱療法または寒冷療法の併用が足関節の協調運動に及ぼす影響を検証した。対象は健常者16名で、8名をPNF施行群として、温浴または冷浴を施行した後にPNFを施行した。8名をコントロール群として、温浴を施行した後、5分間の安静をとり未刺激とした。方法は足関節底背屈自動運動(タッピング)の20回の所要時間を計測し比較した。測定は1) 初回、2) 温浴または冷浴後、3) PNF施行後に行った。コントロール群として温浴施行後に刺激未入力のまま5分後に再度タッピング所要時間を計測した。効果判定は3群間において対応のある分散分析を用い、さらに2群間の有意差検定としてダネット検定を行った。また温浴、冷浴およびコントロール群の変化値の比較は対応のないt検定を用い検証した（有意水準5%)。その結果、温浴施行後でタッピングの所要時間は有意に短縮した。さらに温浴後のPNF施行後にも有意に短縮した。これにより一般的に筋の緊張を低下させる温浴が、足底背屈の協調性を改善させたことを示唆する結果となった。また、PNFの施行に際して、温熱療法を併用することで、協調性の治療効果を上げることが示唆された。

キーワード：PNF、温熱療法、寒冷療法

Abstract：The purpose of this study confirmed the influence of ankle joint on the coordinated movement having used PNF for the after of thermo therapy or cooling therapy. Objects were 16 healthy men and women. The group that used PNF of eight people enforced thermo therapy or cooling therapy and did PNF. Other control groups of eight people did thermo therapy, and took the rest of five another minute.

The measurement did the time required to have done active movement of dorsi-flexion and plantar-flexion of ankle joint(tapping) 20 times. Measurement was done 3 times. 1) The first assessment. 2) After thermo therapy or cooling therapy . 3) After PNF. Analysis of tapping movement performed the improvement value using Repeated Measures ANOVA, Dunnett's test, and Unpaired t-test. ($p<0.05$) As the result of this study, time to have done tapping after thermotherapy is shortened. The time required of tapping has been shortened further by having done PNF after thermo therapy. As for this result, it was guessed that the coordinated movement improved doing thermo therapy. In addition, it was guessed that doing PNF after thermo therapy took the effect of the treatment of the coordinated movement.

Key Word：PNF, Thermo therapy, Cooling therapy

諸言

温熱療法および寒冷療法はγ遠心性線維の活動を抑制して、筋紡錘の感受性を低下させ、筋緊張を低下させる。[1) 2) 3)] しかし、温熱療法や寒冷療法による筋緊張の変化と協調運動への影響についての報告は少ない。今

1) 鹿児島大学病院 霧島リハビリテーションセンター
Kirishima Rehabilitation Center, Kagoshima University Hospital
2) 鹿児島大学大学院医歯学総合研究科
Department of Rehabilitation and Physical Medicine, Facility of Medicine, Kagoshima University

回、固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation ; PNF）において、主に協調運動を促通するとされるスローリバーサル（以下SR）[4) 5)]と足関節への放散を期待した下肢の屈曲外転内旋の中間位での強調のタイミングでの足関節運動を用い、温浴および冷浴をPNFと併用した場合の足底背屈協調運動に対する影響について検討したので報告する。

方法

i）対象

研究の主旨を説明し同意を得た神経学的および整形外科的に健常な成人16名（女性9名、男性7名、平均年齢±標準偏差、23.7±2.8歳）。うちPNF施行群は女性6名、男性2名、平均年齢±標準偏差、22.8±2.9歳、コントロール群は女性3名、男性5名、平均年齢±標準偏差、24.6±2.6歳であった。

ii）施行内容

右下腿部の温浴（40℃温水15分間）、または冷浴（8℃冷水1分間）で安静を保持した。温浴と冷浴のいずれを先に行うかは無作為に施行した。PNFは股関節屈曲45°外転45°膝関節90°位、すなわち下肢の膝の屈曲を伴う屈曲外転内旋パターンの中間に位置する肢位で静止性収縮を行いながら、足関節の底背屈のSRを10回3セット施行した（図1）。コントロール群として、15分の温浴を行った後5分間安静を保持した。

iii）測定方法

足タッピング所要時間は、初回、温浴または冷浴後、PNF施行後に3回ずつ測定した。コントロール群も初回、温浴後、安静保持5分後で3回ずつ測定した。足タッピングの開始姿勢は40cm高の椅子に座位をとり、底屈45°で床面接地とし、最大底屈位からの開始とした。底背屈自動運動20回によるタッピングの所要時間を計測した（図2）。

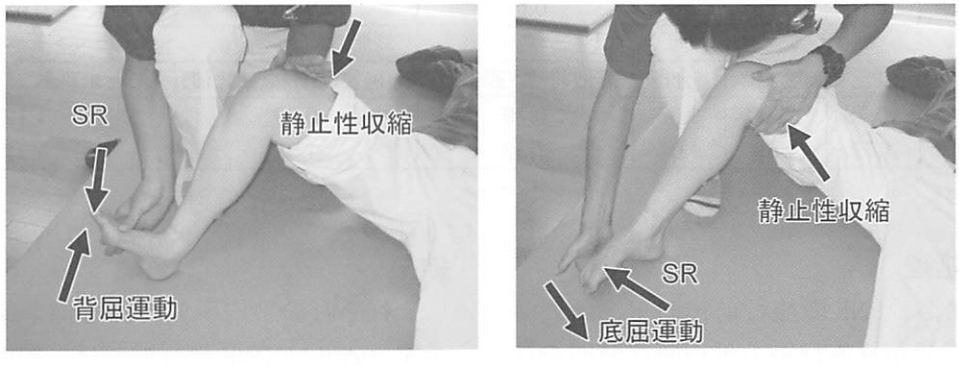


図1　PNFの内容

PNFは股関節屈曲45°外転45°膝関節90°位、下肢の膝の屈曲を伴う屈曲外転内旋パターンの中間に位置する肢位で静止性収縮を行いながら、足関節の底背屈のスローリバーサルを10回3セット施行した。

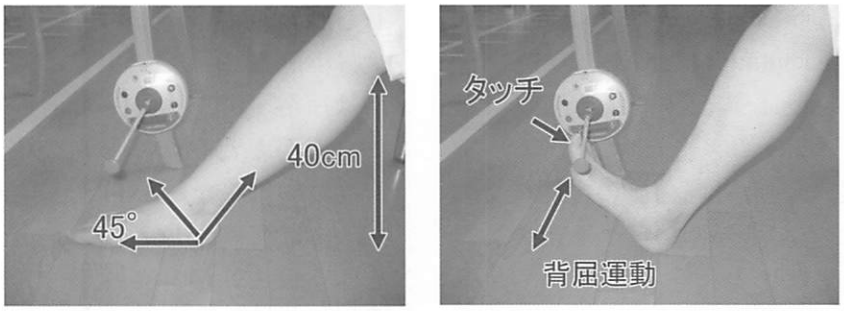


図2　足タッピング運動の計測姿勢

表1　足タッピングの所要時間の平均値と標準偏差

冷浴	初回	冷浴後	PNF後	冷浴前-後(変化値)	PNF前-後(変化値)	初回-PNF後(変化値)
平均	6.76	6.88	6.76	−0.12	0.12	0.00
標準偏差	1.57	1.19	1.78	0.67	0.74	0.86

温浴	初回	温浴後	PNF後	温浴前-後(変化値)	PNF前-後(変化値)	初回-PNF後(変化値)
平均	6.61	6.05	5.60	0.56	0.45	1.01
標準偏差	0.81	0.98	0.85	0.66	0.25	0.62

コントロール群	初回	温浴後	5分後	温浴前-後(変化値)	温浴後-5分後(変化値)	初回-未刺激5分後(変化値)
平均	10.78	10.00	9.66	0.79	0.33	1.12
標準偏差	1.77	1.99	1.04	1.33	1.92	1.72

iv）統計処理

温浴、冷浴、PNFの施行前後の平均所要時間と、施行前から施行後の平均所要時間を減じた値を変化値として比較した。検定には温浴および冷浴の施行前後、PNF施行後については、対応のある分散分析を用い、さらに2群間の有意差検定としてダネット検定を行った。また温浴、冷浴およびコントロール群の変化値の比較は対応のないt検定を用い、それぞれ危険率0.05以下を有意とした。

結果

それぞれの平均所要時間と標準偏差は表に示す（表1）。PNF施行群では、初回の足タッピングの平均所要時間と比較して、温浴後が有意に短縮し（$p < 0.01$）、温熱後とPNF施行後を比較でも同様に有意に短縮した（$p < 0.01$）。冷浴においては冷浴後、PNF後で有意な変化はみられなかった。コントロール群でも同様に有意差はみられなかった（図3）。初回評価時と最終時の変化値では、温浴PNF

併用が冷浴PNF併用に比較して有意に大きな変化がみられた（$p < 0.05$）。同様に初回評価時と最終時の変化値で、温浴PNF併用とコントロール群を比較して有意差はみられなかった（図4）。その他の変化値の比較ではいずれも有意な変化はみられなかった（図5）。

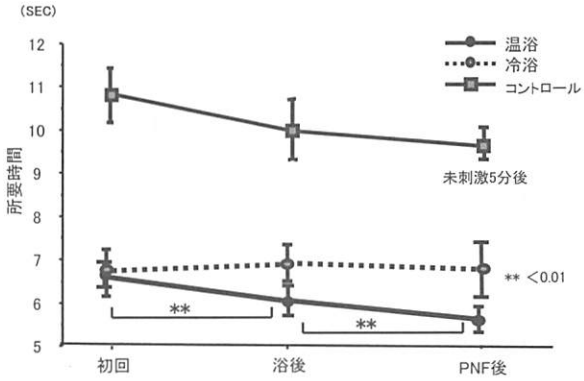


図3　足タッピングの所要時間の比較

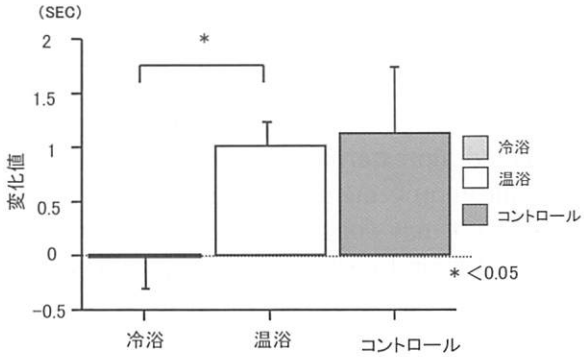


図4　初回とPNF後およびコントロール群の変化値の比較

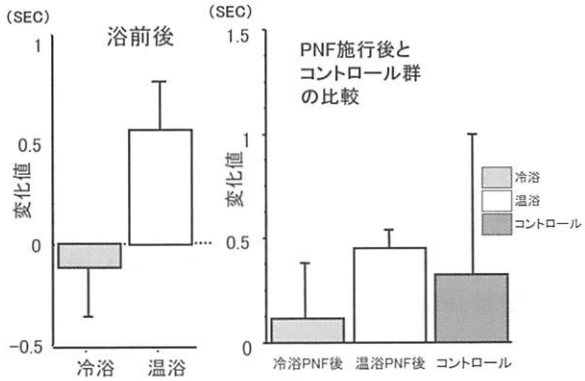


図5　変化値の比較

考察

足底背屈の協調運動が、冷浴によって抑制され、一般的に筋の緊張を低下させる温浴が、協調性を改善させたことを示唆する結果となった。また、PNFの施行に際して、温熱療法を併用することで、協調性の治療効果を上げることが示唆された。また温熱療法を施行しても、コントロール群では有意差はみられず、PNF未施行よりPNF施行群のほうが協調運動の促通効果が上がることが示唆された。温熱療法の協調性改善のメカニズムは、1）γ遠心性線維の活動性抑制が動筋と拮抗筋の切り替えを容易にし、協調運動が改善した。2）温熱効果による筋膜や関節周囲軟部組織のコラーゲン線維の一過性の柔軟化により関節可動性が改善し、運動速度が向上した。3）深部体温上昇による中枢神経系への促通効果[6]。などの影響が推察される。

引用文献

1）小林寛和，金村朋直，他：寒冷療法の有効性とリスク管理，PTジャーナル40, 125-130,2006
2）川平和美，横山知子，他：脳卒中片麻痺下肢の等速性運動に対する冷水ならびに温水（人工炭酸泉）足浴の影響，日温気物医誌61, 67-73,1999
3）堀切　豊，川平和美，田中信行：特殊入浴：サウナ，砂浴，足浴，新温泉医学120-125
4）柳澤　健，乾　公美・編：PNFマニュアル，南江堂，東京，2001.
5）Adler SS, Beckers D, Buck M（柳澤　健ほか訳）：PNFハンドブック，クインテッセンス出版，東京，1997.
6）下園由里香，松元秀次，他：下肢痙縮に対する温熱療法（足浴）の効果，鹿児島リハビリテーション医学研究会会誌，17, 3-6,2006

Scootingに対するPNFアプローチが大腿骨頚部骨折術後患者の股関節回旋筋力に与える即時効果

The immediate effects of PNF on scooting by affected hip rotators of femoral neck fracture in postoperative patients

伊藤　貴史[1)]　Takashi Ito
齋藤　敏明[1)]　Toshiaki Saito
本多　慎[1)]　Makoto Honda
大野　高也（MD）[2)]　Takaya Oono

要旨：大腿骨頚部骨折術後患者10名に対して、端坐位での前後へのいざり動作（scooting）を固有受容性神経筋促通法（PNF）にて促通した時の患側股関節回旋筋力に及ぼす即時効果を検証した。対象者全員に、scootingに対するPNFアプローチ（PNFscooting）と等尺性抵抗運動（isometric）の両介入を施行した。効果の指標として、各介入前後にハンドヘルドダイナモメーターにて患側股関節内外旋の筋力を測定した。対応のあるt検定の結果、両介入とも介入前に比較して介入後の筋力が有意に向上した。また、各介入前後の改善率は、対応のあるt検定の結果、内外旋ともisometricに対してPNFscootingの方が有意に改善を認めた。この結果から、PNFscootingは大腿骨頚部骨折術後患者の患側股関節回旋筋力の向上に有効である可能性が示唆された。

キーワード：scooting、大腿骨頚部骨折術後患者、股関節回旋筋力、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 Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) exercise on forward and backward scooting in the sitting position influencing affected hip rotators of ten femoral neck fracture in postoperative patients. All subjects performed both of the PNF on scooting in seated (PNFscooting) and the isometric resistance exercise (isometric). The hand-held-dynamometer was used to quantity the affected hip external and internal rotators before and after each intervention. The results of a paired t-test analysis showed statistically significant improvement average of the error in the affected hip external and internal rotators in both each intervention, yet there was statistically significant improvement the external and internal rotators of the PNFscooting versus the isometric. This result may suggest that the PNFscooting influences the improvement of the affected hip rotators of femoral neck fracture in postoperative patients.

Key word：scooting, femoral neck fracture in postoperative patients, muscular power of affected hip rotation, Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF)

はじめに

近年、長期臥床による合併症の防止やADLの向上を目的として、大腿骨頚部骨折患者に対して術後早期より荷重歩行を積極的に行ない、早期歩行能力の獲得を目指す傾向にある[1)~5)]。

当院で行っている大腿骨頚部骨折の手術法は、内側骨折の場合では、マルチプルピンニング法・人工骨頭挿入術、外側骨折の場合においては、Compression hip screw法（CHS法）・gamma nailing法（γ-nail法）を施行している。外側骨折の場合、進入方法は側方からの切開で、中殿筋前部線維や小殿筋などへのダメージがある。人工骨頭挿入術では、後外側からの切開となり、上記の筋に加えさらに梨状筋、双子筋などの外旋筋群も切開している。

大腿骨頚部骨折術後患者の歩行と股関節伸

1）久我山病院リハビリテーション科
Department of Rehabilitation, Kugayama Hospital
2）久我山病院整形外科
Department of orthopedic surgery, Kugayama Hospital

筋や外転筋の関係についての報告は数多く散見する[6~10]が、回旋筋との関係についての報告は少ない。股関節の回旋筋は水平面での股関節アライメントを制御する。特に立脚相において、相対的に固定された大腿骨上で内外旋筋により骨盤は水平面で働くことになる。股関節内旋筋は反対側の下肢の振り出し操作に作用する。比較的早い歩行速度で、反対側下肢の歩幅を延長するために内旋筋は重要な役割を担っている。下肢をしっかりと地面に接触させると、外旋筋の求心性活動により骨盤前方と体幹は加速し、固定された大腿から離すことになる[11]。これらのことから、大腿骨上の骨盤の視点からみれば、歩行時、股関節内外旋筋は重要な機能を要することになる。

固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive neuromuscular facilitation：PNF）に関する先行研究では、股関節回旋筋群の重要性を示唆している報告もある[12]。またPNFの介入方法は、直接的アプローチと間接的アプローチがある。間接的アプローチとは、反対側など弱い部位への筋収縮を促通するためにより強い部位にアプローチする方法で、発散現象により運動パターンにおいて筋活動の拡がりをもたらす介入方法である[15~17]。直接的なアプローチでは疼痛を生じてしまう症例も臨床では多く経験する。

そこで今回我々は、間接的アプローチでより歩行に近い動作を用いて股関節回旋筋力を向上させることを考えた。そこで端座位でのいざり動作（scooting）を施行することにした。Scootingとは、一側坐骨への重心移動の後、対側骨盤の前方移動および後方移動を行なわせる。その動作を左右交互に繰り返して前方、後方へ移動する動作である[13, 14, 17]。本研究の介入には、このscootingに対してPNFを用いることにした。それにより大腿骨頚部骨折術後患者の患側股関節回旋筋力に与える即時的影響を検討した。

方法

（対象）

本研究の参加に同意が得られた大腿骨頚部骨折術後患者10名（男性2名、女性8名）を対象とした。平均年齢（標準偏差）71.7（15.2）歳、術式はマルチプルピンニング法2名、人工骨頭挿入術3名、γ-nail法1名、CHS法4名、手術から介入初日までの平均期間（標準偏差）は43.0（20.8）日だった。対象者は中枢性疾患、片側の大腿骨頚部骨折以外の著明な整形外科的疾患の既往がなく、背もたれなしで足底離地の端座位保持が可能な者とした。

（治療実施方法）

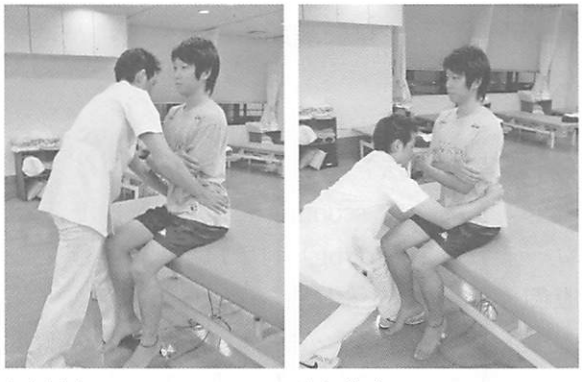
全対象者に、scootingに対するPNFアプローチ（PNFscooting）（図1）と端座位での股関節内外旋の等尺性運動（isometric）（図2）の2種類の介入を実施した。介入の順番はカードを用いて無作為に決定し、各介入の間には疲労を考慮して1日以上の間隔を空けた。

各介入前後に徒手筋力計（Hand-Held-Dynamometer：HHD）を用いて、患側股関節の内外旋の筋力値を測定した。測定方法は、センサーを内外果の直上に接触させ、固定用ベルトを使用し内旋外旋ともに5秒間等尺性収縮を行った。測定はそれぞれ3回ずつ行った。HHDはアニマ社製μ-Tas MF-01を使用した。

各介入、HHDでの測定において、被検者の姿勢は同一の治療台で背もたれのない足底離地の端座位で、股関節、膝関節90°位とした。尚、各介入時は両上肢を胸の前で組んでもらい、HHDの測定時には体幹が動かないように両上肢でベッド端を保持してもらった。

PNFscootingは、同一のセラピストが対象者の前方に位置し、前後交互に連続して1分間実施した。前方へのPNFscootingには上前腸骨棘へ両側共に用手接触し骨盤の前方

挙上パターン[15～17]を適用した。後方への PNFscooting には腸骨稜の側面の中心よりやや背側へ両側共に用手接触し、骨盤の後方挙上パターン[15～17]を適用し、アプローチには筋伸張、リズミックイニシエーション[15～17]を用いた。Isometric は、同一のセラピストが対象者の前方より位置し、セラピストの用手接触は内外果直上とした。介入は股関節内外旋中間位で、等尺性の最大抵抗運動を 5 秒ごとに内旋と外旋を交互に連続して 1 分間実施した。



(a) 前方への PNFscooting (b) 後方への PNFscooting

図 1　PNFscooting

図 2　isometric

(統計分析)

各介入前後に HHD にて内外旋の筋力測定を 3 回ずつ行った。山崎らの方法に準じて、それぞれの筋力値を体重で除してその平均値を求めた[18～21]。その後、3 回の筋力測定値の検者内再現性を検証するために級内相関係数（Intraclass correlation coefficient：ICC）を求めた。

各介入前の筋力測定値に差がないかマンホイットニー検定を行った。また、各介入前後で内外旋の筋力値に差があるか対応のある t 検定を行った。

各介入による効果の指標として、各介入前後の筋力の改善率を、次式により算出し、内外旋それぞれの改善率が各介入によって差があるか、対応のある t 検定を行った。

（筋力改善率）＝（(各介入後の筋力値）－（各介入前の筋力値)）/（各介入前の筋力値）× 100

尚、統計学的有意水準は 5％とし、統計ソフトは SPSS10.0J for Windows を使用した。

結果

(再現性に関して)

HHD による各 3 回の筋力測定の検者内再現性について、級内相関係数は介入前内旋 r=0.99、介入後内旋 r=0.99、介入前外旋 r=0.98、介入後外旋 r=0.98 を示し、いずれも高い再現性を認めた。

(各介入前後の筋力測定値に関して)

各介入前の筋力測定値は、PNFscooting 前の内旋筋力の平均（標準偏差）は 0.09（0.02）kgf/Wt、外旋筋力の平均（標準偏差）は 0.08（0.03）kgf/Wt、isometric 前の内旋筋力の平均（標準偏差）は 0.09（0.02）kgf/Wt、外旋筋力の平均（標準偏差）は 0.08（0.02）kgf/Wt であった。各介入前の筋力測定値に関しては、マンホイットニー検定の結果に有意な差は認めなかった。

各介入後の筋力測定値は、PNFscooting 後の内旋筋力の平均（標準偏差）は 0.11（0.03）kgf/Wt、外旋筋力の平均（標準偏差）は 0.09（0.03）kgf/Wt、isometric 後の内旋筋力の平均（標準偏差）は 0.10（0.02）kgf/Wt、外旋筋力の平均（標準偏差）は 0.08（0.02）kgf/Wt であった。

各介入前後における差の平均（標準偏差）は、PNFscooting 前後の内旋筋力で 0.02(0.01)

kgf/Wt、外旋筋力で 0.01（0.01）kgf/Wt であった。Isometric 前後の内旋筋力で 0.01（0.00）kgf/Wt、外旋筋力で 0.01（0.01）kgf/Wt であった。両介入の内外旋ともに対応のある t 検定の結果、介入前の筋力値に比較して介入後は有意に増大した（図 3、4）。

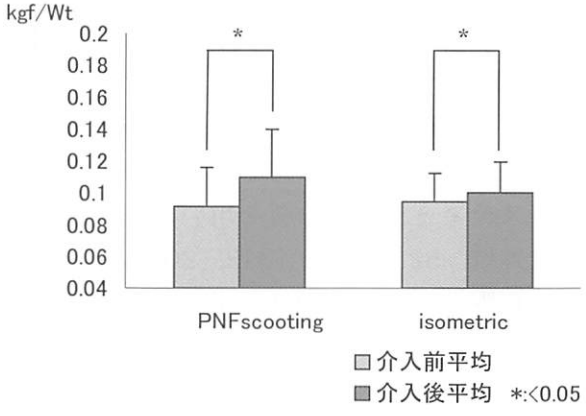


図 3　各介入前後の内旋筋力値の比較

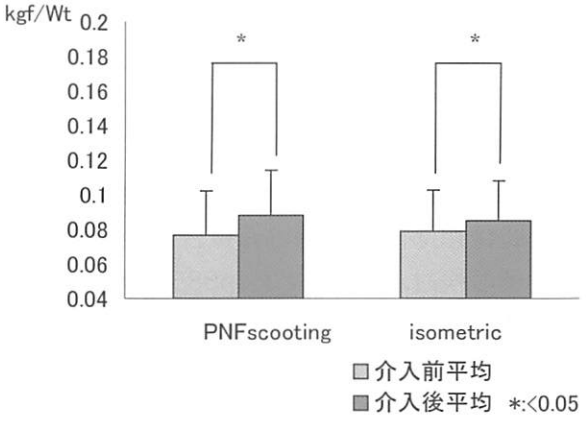


図 4　各介入前後の外旋筋力値の比較

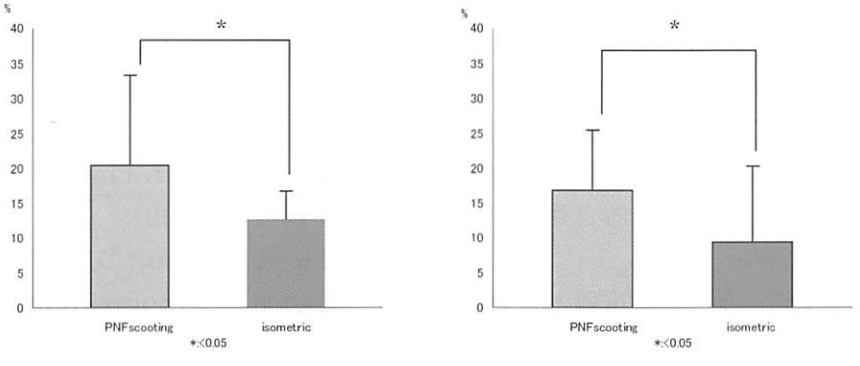
（各介入間での比較）

各介入の改善率の平均（標準偏差）は、PNFscooting の内旋で 20.4（12.9）%、外旋で 16.9（8.6）%であった。Isometric の内旋で 6.0（4.0）%、外旋で 9.4（11.0）%であった。対応のある t 検定の結果、内外旋ともに isometric に比較して PNFscooting の方が有意に改善を認めた（図 5）。

考察

今回の研究では、scooting に対する PNF アプローチ及び股関節回旋筋に対する等尺性収縮抵抗を施行することにより、大腿骨頚部骨折術後患者の患側股関節回旋筋力に及ぼす即時的効果を及ぼすか検証した。その結果、PNFscooting、isometric、両介入ともに患側股関節回旋筋力が向上した。また、両介入の改善率を比較し、PNFscooting の方が isometric より有意に介入前後の改善を認めた。

端座位での股関節回旋筋力の測定には、姿勢保持に関与する多くの体幹制御が必要となる[11]。運動肢が安静肢に及ぼす効果を発散としているが、PNF では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（オーバーフロー）による強化を含め発散と表現している[15～17]。今回施行した scooting という動作は、一側坐骨への重心移動の後に対側骨盤の前方移動もしくは後方移動を行なわせ、その動作を左右交互に繰り



（a）内旋改善率　　（b）外旋改善率

図 5　各介入間での改善率の比較

返して前方と後方へ行なう動作である。この時のPNFアプローチは、前方移動または後方移動を行なう側に骨盤の前方挙上パターンまたは後方挙上パターンに抵抗、筋伸張、リズミックイニシエーションを適用して介入する。その反対側は座面を坐骨結節で押すことになり、骨盤の後方下制パターンまたは前方下制パターンを施行していることになる[15~17]。つまり、PNFscootingは骨盤の両側性相反性パターン[15~17]を繰り返し行なっていることになる。一側性運動よりも両側性交互運動のほうが目的とする筋を効率よくするという報告もなされている[23,24]。また、活動の反復は、学習過程および筋力と耐久力の向上に必要なことでもある[16]。筆者らは、PNFscootingで脳卒中片麻痺患者の肩関節可動域やリーチ距離が増大することを確認している[14]。また、PNFscootingの抵抗は前方挙上と後方挙上で、この2つのパターンは下肢パターンとの関連でいうと股関節の屈曲・内転・外旋パターンと股関節の屈曲・外転・内旋パターン[15~17]で、どちらも股関節の屈曲筋と同時に内外旋が促通されていることになる。この時、下部体幹の屈筋にも発散現象が出現していることが考えられる。以上のことから、PNFscootingは股関節周囲筋だけでなく体幹筋にも発散現象を生じさせ体幹の姿勢反応が促通され、端座位での患側股関節回旋筋力が発揮しやすくなったのではないかと推察される。座位でのバランス訓練やいざり動作などのより支持基底面が広くて低い位置での重心移動の訓練が、支持基底面の狭く高い位置での円滑な重心移動をもたらすとされている。さらに、いざりなどの座位での治療は、歩行の準備として有用であるとされている[13~15]。

今回の研究の結果、歩行時に重要とされている股関節内外旋の筋力が、PNFscootingによって向上することがわかった。股関節回旋筋への直接アプローチによって疼痛を生じてしまう症例などには、股関節内外旋筋力の向上を目的にPNFscootingが有用な治療手段となる可能性が示唆された。

引用文献

1) 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会：大腿骨頚部/転子部骨折診療ガイドライン．p180-181，南江堂，東京，2005
2) 市村和徳：高齢者大腿骨近位部骨折の退院時歩行能力に影響を与える因子　ロジスティック回帰分析を用いた解析．整形外科，52，p1340-1342，2001
3) 荻野浩：大腿骨頚部骨折．リハビリテーション医学，37，p587-588，2000
4) 土田典子：大腿骨頚部骨折者の術後理学療法プログラム短期化を試みた過去5年間の推移．理学療法学，28，p257-261，2001
5) 軽部俊二：大腿骨頚部骨折の治療とリハビリテーション．臨床リハ，5，p1002-1008，1996
6) 浜口英寿，幅口竜也，後山恒範，他：大腿骨頚部内側骨折の骨接合術後早期荷重例の検討．骨折，23，p385-388，2001
7) Hoening H，Rubenstein LV，Sloane R，et al：What is the role of timing in the surgical and rehabilitative care of community-dwelling older persons with acute hip fracture?. Arch Intern Med，157，p513-520，1997
8) Baker PA，Evans OM，Lee C：Treadmill gait retraining following fractured neck-of-femur. Arch Phys Med Rehabil，72，p649-652，1991
9) Mitcell SL，Stott DJ，Martin BJ，et al：Randomized controlled trial of quadriceps training after proximal fracture. Clin Rehabil，15（3），p282-290，2001

10) 大友健太，長谷川輝美，竹内晋二，他：大腿骨頚部骨折・人工股関節置換術後患者の下肢筋力と歩行能力―股関節周囲筋力との関係―．理学療法学，32，p198，2005
11) Donald AN（嶋田智明，他 監訳）：筋骨格系のキネシオロジー．p424-453，医歯薬出版社，東京，2005
12) 柳澤健，新田収，富田浩、他：股関節肢位変化による膝関節伸展加速度への影響．第 33 回日本理学療法士学会特集号，p188，1998
13) 高橋護：片麻痺患者の歩行訓練．PNF リサーチ，vol.2，p47-58，2002
14) 伊藤貴史，本多慎：scooting に対する PNF アプローチの即時効果－脳卒中後片麻痺患者の坐位前方リーチ動作に及ぼす影響－．PNF リサーチ，vol.6，p6-10，2006
15) 柳澤健，乾公美：PNF マニュアル．p1-22，p33-38，p48-52，p97-99，p107-111，p134，南江堂，東京，2001
16) Dorothy E.Voss，Marjorie K.Ionta，Beverly J.Myers：神経筋促通手技　第 3 版．福屋靖子監訳，p1-9，p114-147，p321-342，協同医書出版社，東京，1989
17) Susan S.Adler，Dominiek Beckers，Math Buck：PNF in Practice second，revised edition．p1-18，p76-87，p300-302，Springer，2000
18) 三浦尚子，半田健壽：ハンドヘルドダイナモメーター．理学療法，14（4），p314-320，1997
19) 山崎裕司，他：筋力評価におけるパラダイム転換．PT ジャーナル，p35，p247-252，2001
20) Bohannon RW：Reference value for extremity muscle strength obtained by Hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years．Arch Phys Med Rehabil，78，1997
21) Bohannon RW：The clinical measurement of strength．Clin Rehabil，1，p5-16，1987
22) 徳永智，岡村大介：いざり動作が片麻痺患者の歩行に与える影響．PNF リサーチ，vol.1，p31-36，2001
23) Hellebrandt FA，Houty SJ，Eubank RN：Influence of alternate and reciprocal exercise on work capacity．Arch Phys Med，32，p766-776，1951
24) 細田多穂，柳澤健編集：理学療法ハンドブック　改訂第 3 版　第 2 巻　治療アプローチ．p276-277，協同医書出版，東京，2000

立位による荷重がヒラメ筋H波に与える影響

The effect of loading in standing position on the Soleus H-wave amplitude

石黒　幸治[1,2)]　koji Ishikuro
柳澤　健[3)]　Ken Yanagisawa
徳田　裕[4)]　Yutaka Tokuda
宮原　謙一郎[4)]　Kenichiro Miyahara
川合　宏[2)]　Hiroshi Kawai
新出　敏治[2)]　Toshiharu Shinde
西条　寿夫[1)]　Sumio Nishijo

要旨：立位による荷重が脊髄運動ニューロンの興奮性に与える影響を検討する目的で、神経学的異常がなく研究の趣旨に同意した健常人13名を対象に、背臥位と一般的立位および立位による0・5・10・15kg荷重を行いヒラメ筋H波振幅を測定し比較検討を行った。刺激には持続1msecの矩形波を1Hzの刺激頻度で、強度をH波閾値の1.1～1.2倍前後としM波が出現しない条件下で行った。波形は16回の平均加算処理後の振幅波形を記録した。得られたH波振幅値は一元配置分散分析および多重比較検定にて統計処理し、危険率5%未満を有意水準とした。本研究から背臥位と立位におけるヒラメ筋H波を比較した場合、立位におけるヒラメ筋H波振幅は背臥位に比べ有意に低下した。一方、立位での荷重量の違いによるヒラメ筋H波振幅を比較した場合、荷重量の増加にともないH波振幅も増加した。振幅低下の要因には前脛骨筋からの「Ia抑制」および「持続性迷路反射」が示唆され、振幅増加の要因には「運動単位の動員」が示唆された。

キーワード：荷重、ヒラメ筋H波、Ia抑制、持続性迷路反射、運動単位の動員

Abstract：The purpose of this study was to examine the effect of loading in standing position on the Soleus H-wave amplitude. In the experiment, we randomly assigned 13 healthy volunteers in three groups (loading,standing,supine). The informed consent was obtained from all subjects before the study.
The electric stimulation was a 1 Hz rectangular pulse with 1msec duration. The strength of stimulation was 1.1~1.2 times of the H-wave threshold. The wave-form was the amplitude wave-form after 16 average addition processings. The statistical comparisons were performed by one-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey-Kramer as multiple comparison.
The Soleus H-wave amplitude in standing was significantly lower than in supine ($p<0.05$). We think that the Ia inhibition from Tibialis Anterior and the tonic labyrinthine reflex may have reduced amplitude of Soleus H-wave. The Soleus H-wave amplitude was significantly increased by increasing loads ($p<0.05$). We think that "The recruitment of motor unit" may have increased Soleus H-wave amplitude.

Key words：loading・soleus H wave・Ia inhibition・tonic labyrinthine reflex・recruitment of motor unit

研究背景と概要

柳澤らの圧縮に関する研究[1-3)]では背臥位で下肢への他動的な圧縮を行い、5・10・15kgの圧縮は関節内受容器を刺激し筋収縮力を高め、圧縮後のヒラメ筋H波は非圧縮時に比べ振幅の増大をもたらすとしている。

1）富山大学大学院医学薬学研究部システム情動科学
System Emotion Science, Graduate School of Medicine, University of Toyama
2）富山大学附属病院リハビリテーション部
Department of Rehabilitation, Toyama University Hospital
3）首都大学東京健康福祉学部理学療法学科
School of Physical Therapy, Faculty Health Science, Tokyo Metropolitan University
4）富山医療福祉専門学校理学療法学科
Department of Physical Therapy, Toyama College of Medical & Human Services

本研究目的は、立位による一側下肢への荷重が脊髄運動ニューロンの興奮性に与える影響をヒラメ筋H波を指標として検討することである。近年では、一般的に立位でのヒラメ筋H波は、安楽な姿勢と比べ抑制されるとする報告[1-3]が多く見られる。本研究では、背臥位と立位の違いによるヒラメ筋H波への影響ならびに立位における0・5・10・15kg荷重中のヒラメH波への影響を比較検討し若干の知見を得たので報告する。

方法（図1）

研究に際し神経学的に異常がなく研究の趣旨に同意した健常人（富山医療福祉専門学校理学療法学科生）13名を対象とした。H波測定には誘発筋電位装置Neuropack ΣMEB5504（日本光電工業株式会社製）を使用した。測定筋は右側ヒラメ筋とし、皮膚前処理剤スキンピュア（日本光電工業株式会社製）にてインピーダンスを5kΩ以下とした。H波の導出は筋腹腱導出法により行い、電極には銀-塩化銀製の表面皿電極を使用し、陰極を筋腹中央より遠位部に貼付し、陽極を陰極より3～5cm遠位のアキレス腱部に貼付し測定をおこなった。

刺激は背臥位・一般的立位および立位による各荷重中に脛骨神経を膝窩部でアイソレータにて経皮的に電気刺激した。アイソレータは、常に同部位を刺激するためベルトで固定した。刺激には持続1msecの矩形波を1Hzの刺激頻度で、強度をH波閾値の1.1～1.2倍前後としM波が出現しない条件で行った。波形は16回の平均加算処理をおこなった振幅波形を記録した。なお、測定は室温25度に環境設定された検査室でおこない被験者が緊張感や疲労を受けないよう配慮した。

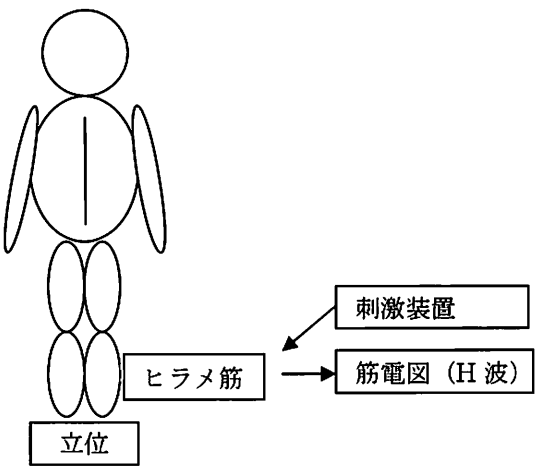


図1　立位でのヒラメ筋H波導出模式図

1）交絡因子

①姿勢

姿勢は立位（開眼）にておこなうが、目標物を凝視させたり鏡などによる姿勢調整は行なわず、無意識に近い状態での測定を心かけた。背臥位から立位への肢位変化および荷重により重心線が荷重側へ移動し頭位の変化は生じるが、実験の特性上この点は許容した。膝関節は約30°で装具固定し、足関節は約5°にて軽度背屈位としヒラメ筋の静止性収縮を期待し安定したH波の導出を心がけた。

②荷重

同機種のアナログ式体重計を2個使用し、各設定荷重に対し約5%の誤差は許容範囲とし、全条件を統一するため足底を全面接触させた。なお、各測定間には1分間の休息を取り入れ疲労に配慮した。

③盲検化

H波測定および荷重量については、測定者と被検者に二重盲検化を行うとともに荷重量は無作為とした。

2）統計処理

統計処理には解析ソフトstatview5.0を使用し、背臥位と立位での実測値（mV）および立位での各荷重（0・5・10・15kg）間での変化率（%）は、一元配置分散分析（ANOVA）にて各群間の分散を検定し、多重比較検定（Tukey-Kramer法）にて各群間での差を検定し、危険率5%未満を有意水準とした。

結果

背臥位のヒラメ筋H波の平均値(標準偏差)は3.7 (2.1) mV、0kg荷重立位の平均値は0.3 (0.4) mV、一般的立位の平均値は0.5 (0.5) mVであった(表1(a))。これらを一元配置分散分析した結果、有意差を認めた(P<0.05)(表1(b))。また、多重比較検定をおこなった結果、0kg荷重立位および一般的立位でのヒラメ筋H波は、背臥位より有意な低下を認めた(P<0.05)(表1(c)、図2(a))。

一方、0kg荷重の平均値を100とした場合の各荷重における変化率は、5kg荷重での平均値は213.0 (231.1)、10kgでの平均値は446.8 (426.8)、15kgでの平均値は601.4 (505.6)であった(表2(a))。これらを一元配置分散分析した結果、有意差を認めた(P<0.05)(表2(b))。また、多重比較検定をおこなった結果、15kg荷重での変化率は0kg荷重および5kg荷重より有意な増加を認めた(P<0.05)(表2(c)、図2(b))。

表1　背臥位と立位のヒラメ筋H波振幅および統計処理

(a) 背臥位と立位でのヒラメ筋H波振幅

	平均値	標準偏差	標準誤差
0kg	0.269	0.382	0.106
立位	0.461	0.462	0.164
背臥位	3.667	2.104	0.526

単位：mV

(b) 一元配置分散分析(ANOVA)

分散分析表

	自由度	平方和	平均平方	F値	P値	ラムダ	検出力
列	2	100.549	50.275	24.533	<.0001	49.067	1
残差	34	69.674	2.049				

(c) 多重比較検定(Tukey-Kramer)

	平均値差	棄却値	
0・立位	-0.192	1.578	NS
0・背	-3.398	1.311	*
立位・背	-3.206	1.521	*

*：p<0.05、NS：有意差なし

表２　立位におけるヒラメ筋Ｈ波変化率および統計処理

(a) 0kg 荷重を 100 とした場合の各群の変化率

	平均値	標準偏差	標準誤差
0kg	100	0	0
5kg	213	231.093	64.094
10kg	446.838	426.762	118.362
15kg	601.408	505.639	140.239

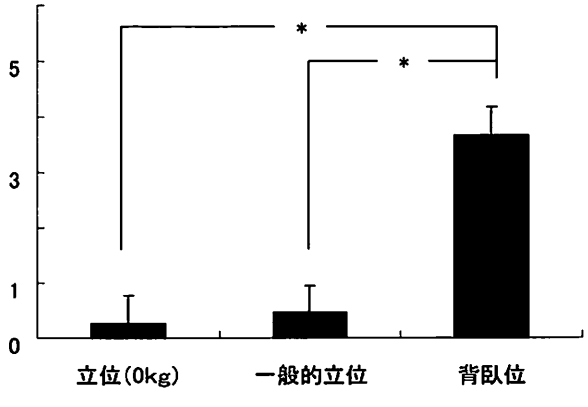
(b) 一元配置分散分析（ANOVA）

	自由度	平方和	平均平方	F値	P 値	ラムダ	検出力
列	3	1995202	665067.2	5.416	0.0027	16.248	0.926
残差	48	5894403	122800.1				

(c) 多重比較検定（Tukey-Kramer）

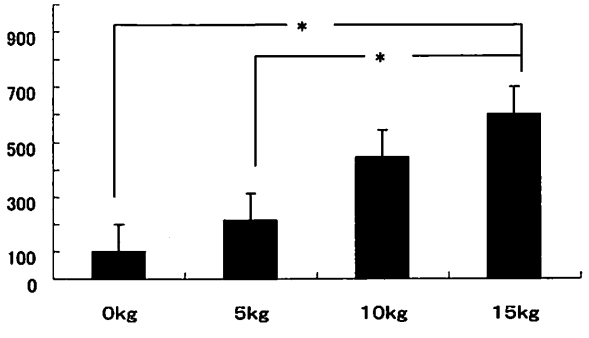
	平均値差	棄却値	
0-5kg	-113	366.396	NS
0-10kg	-346.838	366.396	NS
0-15kg	-501.408	366.396	*
5-10kg	-233.838	366.396	NS
5-15kg	-388.408	366.396	*
10-15kg	-154.569	366.396	NS

*：$p<0.05$、NS：有意差なし



*：$p<0.05$、単位 mV

(a) 背臥位と立位でのヒラメ筋Ｈ波比較



*：$p<0.05$、単位：%

(b) 0kg 荷重を100とした場合の各荷重時の変化率

図２　背臥位と立位（一般・各荷重）における比較

考察

1）背臥位と立位におけるヒラメ筋H波比較

本研究では、背臥位から立位に肢位を変えることでヒラメ筋H波振幅は低下を示した。藤原[4]によれば下腿伸筋群のH波の影響について脊髄運動細胞の興奮準位は頚部筋群の緊張だけでなく頭部の解剖学的な位置の変化が大きな変化要素になっていると報告している。このことから、背臥位から立位へ肢位を変えることで頭位の変化が生じ持続性迷路反射が惹起されヒラメ筋H波が抑制されたことが推察された。また、Katz[5]やkoceja[6]そして山本[7]は、立位と腹臥位におけるヒラメH波を比較検討しており、立位でのH波は腹臥位より有意に低くなると報告し、抑制機序として前脛骨筋からのIa抑制が強く作用しているためであるとしている。本研究では、腹臥位ではなく背臥位から立位への肢位変化前後でのH波を測定しているが、Katzらの報告同様にヒラメ筋H波は著明に抑制された。以上のことから、背臥位から立位に肢位を変えることによってヒラメ筋H波が抑制される要因としてIa抑制および持続性迷路反射の双方が作用していることが示唆された。

2）立位における荷重中のヒラメ筋H波

鄭ら[8]は、下肢への荷重を増加することでヒラメ筋H/M比は直線的に増加するとしている。また、柳澤らの圧縮に関する研究[1-3]では背臥位で下肢への他動的な圧縮を行い、5・10・15kgの圧縮は関節内受容器（Ruffini終末）を刺激し筋収縮力を高め、圧縮後のヒラメ筋H波は非圧縮時に比べ有意な増大をもたらすとしている。本研究では、0・5・10・15kg荷重中のヒラメ筋H波を測定し比較検討行った結果、荷重量の増加に伴いH波振幅も有意に増加した。これは柳澤らの報告と同様に足部から長軸方向への「圧縮」により関節内受容器を刺激したことが一要因として考えられるが、その一方で足底を全面接触させていた点を考慮すれば、皮膚受容器を刺激したことも推察される。したがって、荷重によるヒラメ筋H波促通機序には、圧縮により関節内および皮膚受容器が刺激されたことで脊髄運動ニューロンの興奮性が高まり、運動単位が動員されヒラメ筋H波振幅の増大が生じたものと解釈された。

まとめ

1．健常人を対象に、背臥位・一般的立位・荷重立位の姿勢を保持させたときのヒラメ筋H波を測定・比較検討した。
2．一般的立位のヒラメ筋H波は、背臥位に比べ有意に低下する。
3．立位において荷重量の増加に従いヒラメ筋H波も有意に増加する。
4．生理的現象の要因として、①拮抗筋からのIa抑制②持続性迷路反射③運動単位の動員が示唆された。

参考・引用文献

1）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
2）柳澤健・高木昭輝・藤原孝之　他. JOINT APPROXIMATIONによるH波の変動. 理学療法学　11. 100. 1984
3）柳澤健. 促通要素.（編集）柳澤健・乾公春　PNFマニュアル　改訂第2版. 3-22. 株式会社南江堂. 2005
4）藤原孝之・石川友衛. 神経筋促通手技中のH波の変化. 総合リハ　10巻11号. 1009-1014. 1982
5）Katz et al. change in presynapic inhibition of Ia fibres in man while standing. Brain. 417-437. 1988
6）Koceja et al. inhibition of the soleus H-reflex in standing man. Brain Res. 155-158. 1993

7) 山本昌樹・榎勇人・野村卓生　他. H波による立位調節の電気生理学的研究. 第22回国立大学理学療法士学会誌. 28-31. 2000
8) 鄭健錫・大橋正洋・江原義弘 他. 健常男性10名の立位荷重時におけるH-reflex振幅変化. リハビリテーション医学 28. 925-926. 1991

PNFパターンを用いた骨盤底筋群アプローチの有効性

Validity of pelvic floor muscles exercise using PNF patterns

丸山　倫司[1)]　長福　武志[1)]　畑中　秀行[2)]
Norikazu Maruyama　Takeshi Choufuku　Hideyuki Hatanaka

要旨：健常男性6名を対象に、骨盤後傾位での随意収縮運動と、体幹へのPNF運動パターン（骨盤前方挙上＋肩甲骨後方下制：PNF1群と骨盤後方下制＋肩甲骨前方挙上：PNF2群）を行い、骨盤底筋群への促通の可能性を検証した。骨盤底筋群のひとつである外肛門括約筋の表面筋電図を測定し、各々の積分筋電値（IEMG）を最大随意収縮時のIEMGで除し正規化した％IEMGを算出し、比較検討を行った。各運動時の％IEMGは、一元配置分散分析、Tukeyの多重比較検定にて分析の結果、危険率5％の有意差を認めPNF1群が他の運動と比較して骨盤底筋群の筋活動が有意に高値を示した。骨盤前方挙上を含む体幹のPNFパターンを用いることで、骨盤底筋群の筋活動の促通に有効であることが示唆された。

キーワード：PNF・表面筋電図・骨盤底筋群

Abstract：The purpose of this study was to examine the facilitation of pelvic floor muscles to voluntary contraction activity at pelvic back oblique position and two PNF patterns(pelvic anterior elevation and scapula posterior depression:PNF1, pelvic posterior depression and scapula anterior elevation:PNF2) administer to trunk. Six healthy male subjects were measured the EMG of external anal sphincter after PNF patterns and voluntary contraction, and calculated%iEMG. The result of one-way ANOVE and post hoc of Tukey showed significant difference 5% between PNF1 group and other active groups. Pelvic floor muscles activity was higher PNF1 group than that of other groups. These results suggested that the facilitation of pelvic floor muscles activity by using PNF pattern of trunk included pelvic anterior elevation.

Key Words：PNF・EMG・Pelvic floor muscles

はじめに

近年の介護保険制度の改訂で介護予防給付が開始となったことも後押しして、理学療法士として高齢者の転倒予防について関わる場面が増加している。高齢者の転倒は種々の原因から構成されているが、尿失禁もその要素の一つとしてあげられる[1)]。高齢者の尿失禁は、60歳以上の方の約50％以上に認められると報告されており[2)]、高齢者のQOLを低下させる原因となっていることが指摘されている。それらの改善・予防策としては、薬物療法や手術療法の有効性はさることながら、行動療法、なかでも骨盤底筋運動の有効性が多数報告されている[3－5)]。国立長寿医療センター泌尿器科がまとめた高齢者尿失禁ガイドラインによれば、骨盤底筋群の運動療法は高いエビデンスをもって、これらのアプローチが有効であることを報告[6)]している。しかしながら、一般的に認知されている骨盤底筋運動の種類や方法に関してはばらつきがあり、いずれも一定の効果があると言われる方法が散在している。また、この症状に対する関心も症状が多発しているにもかかわらず、関心が高いとは言い難いのも事実である。

今回、我々は固有受容性神経筋促通法（以下、PNF）を用いたエクササイズが骨盤底

1）熊本セントラル病院　リハビリテーション科
Department of Rehabilitation Kumamoto Central Hospital
2）帝京大学福岡医療技術学部　理学療法学科
Faculty of Medical Technology Teikyo University,Fukuoka

筋群に与える影響について、筋電図（以下、EMG）解析を基に検証を行った。骨盤底筋群は、体幹の深部筋群と共同して働くことが報告されているため、PNFパターンの中でも体幹筋を促通するパターンを用いることで一定の効果が得られるのではないかと仮定し、骨盤の前方挙上、および後方下制を含んだパターンを用い研究を行ったため報告する。

対象

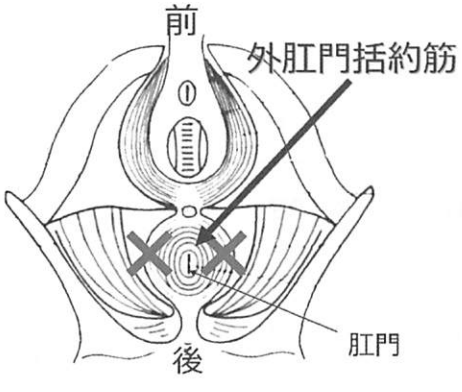
対象は説明に基づいて本研究に同意を得た、神経学的既往のない健常成人男性6名で、平均年齢±標準偏差は24.83±1.32歳であった。

使用機器

測定機器は筋電計NORAXON社製、MIOTRACE EM-301、解析ソフトはメディアエリアサポート企業組合製、EMGマスターkm-808を用いた。

筋電図解析

対象筋は骨盤底筋群のひとつである、外肛門括約筋とし、皮膚表面処理後、表面電極（3M社製）を貼付した。電極間距離は約2cmとした。貼付部位の面積が狭く、不安定であることから、電極の伝導性ゲル部分は温存し、接着テープを切断加工しその上からさらに粘着テープを貼付し、皮膚上での電極のずれを極力制限した。（図1）運動時のアースは骨突出部である膝蓋骨とし、電極を貼付した。貼付後、周囲筋のクロストークがないよう、各動作時の波形・IEMG値（図2）を確認した。



サンプリング周波数は1000Hzで測定し、解析ソフトにて運動施行時間の中心位置から、1秒間の筋電積分値（以下、IEMG）を算出した。

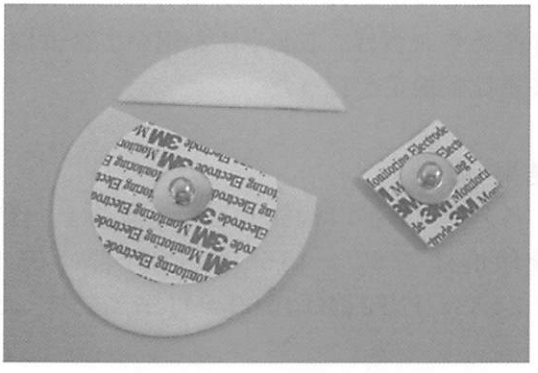


図1　電極貼付位置（床からみた骨盤底筋）と切断加工した表面電極（3M社製）

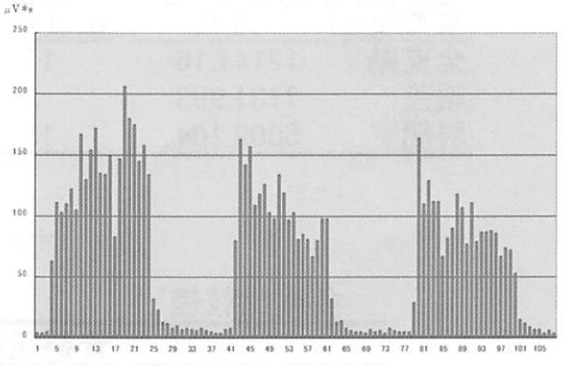


図2　IEMGグラフ（MVC時）

手順

まず、随意的最大収縮（以下、MVC）を行うため、側臥位にて外肛門括約筋を刺激しながら肛門を締める運動を行った。次に背臥位にて膝関節屈曲し骨盤後傾位にて、肛門を締めるよう意識する運動（以下、骨盤後傾群）を行った。PNFパターンは1）骨盤前方挙上＋肩甲帯後方下制の複合パターン（以下、PNF 1群）、2）骨盤後方下制＋肩甲帯前方挙上の複合パターン（以下、PNF 2群）を行った。各運動は、5秒間の静止性収縮を用い、抵抗は被検者の最大収縮が行える抵抗量で行った。いずれの運動も、筋疲労を考慮し一定時間をおいた後に施行した。また運動開始が筋電図上で分かるよう、用手接触時にフットスイッチを手掌に配置し、信号を伝える様にした。

データ解析

各動作群の IEMG 値を MVC の IEMG で除した値(以下、% IEMG)を算出し、正規化を行った。

統計学的処理は、運動群間で一元配置分散分析にて検定を行った。分散分析にて有意差が認められれば、Tukey 法を用いて各群間の多重比較検定を行った。

結果

各運動群の平均 %IEMG ±標準偏差は、骨盤後傾群は 27.97 ± 15.56 %、PNF1 群は 65.44 ± 24.83%、PNF2 群は 19.69 ± 11.97 %であった。

＜一元配置分散分析＞

各運動群の平均 %IEMG 値について、一元配置分散分析を行った結果、危険率 5 %で有意差を認めた（表 1）

＜Tukey 法による多重比較検定＞

各運動群の平均 %IEMG 値について、Tukey 法による多重比較検定を行った結果、骨盤後傾群と PNF1 群間において危険率 5%で有意差を認めた。また PNF1 群と PNF2 群間においても危険率 5%で有意差を認めた。（表 2、図 3）

表 1　一元配置分散分析表

一元配置分散分析

変動要因	平方和	自由度	平均	F 境界値	P-値
全変動	12141.16	17			
誤差	7131.993	2	3565.996517	3.68232	0.001307
群間	5009.164	15	333.9442911		

表 2　多重比較表（Tukey 法）

多重比較表

	骨盤後傾群	PNF1群	PNF2群
骨盤後傾群	N.S	P<0.05	N.S
PNF1群		N.S	P<0.05
PNF2群			N.S

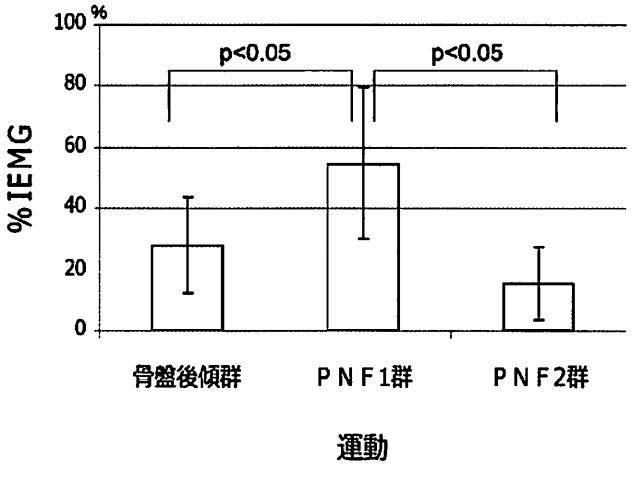


図 3　各運動群の% IEMG 値の差異（n=6）

考察

今回の結果では、骨盤後傾運動に比べて、PNF1群の筋活動が優位に高値を示し、PNF1群と2群では1群における筋活動が高値を示した。つまり、骨盤前方挙上と肩甲骨後方下制で構成される、PNF1群の運動要素が骨盤底筋群の収縮を促通している可能性があると考えられた。

そこで、骨盤底筋群の機能からPNFパターンとの関係性を考えた。骨盤底筋群の機能は、骨盤の起き上がり運動、骨盤内安定化、臓器の支持[7-8]の3つといわれている。

まず、仙骨の起き上がり運動[10]はいわゆる仙骨のcounter-nutationである。有意に高値を示したPNF 1群において、骨盤前方挙上を行うと骨盤後傾を伴う。矢状面状で骨盤の安定性を保つためには、骨盤前傾に拮抗して仙骨の起き上がり運動が生じるべきだが、骨盤後傾においても高値を示しており、これら主因ではないことが推測された。

次に、骨盤内の安定化であるが、前額面上で見ると、PNF群の何れにおいても一側へのアプローチで骨盤は仙骨を中心に運動を構成している。筆者らは、今回と同じ運動パターン時の骨盤周囲筋における筋活動についての報告を行い、一側骨盤からのアプローチで、骨盤が一体となって運動するため、両側の骨盤周囲筋において充分な筋活動が得られることが示唆される結果を得た[11,12]。つまり、1群・2群において、骨盤周囲筋群の筋活動には著明な差は生じにくいと考えられ、そのため、骨盤底筋群への影響あるにしてもどちらかに一方に偏ることは考えづらいと思われる。

内臓の支持については、主動作筋の活動によって違いが出ることが予想された。PNF2群は骨盤後方下制を含み、主動作筋は腸陽肋筋・胸最長筋・下側腰方形筋で[13]脊柱に沿った走行をしており、起始停止を考慮しても、腹腔に直接的圧力がかかるとは考えにくい。反対にPNF 1群では骨盤前方挙上を含み、内・外腹斜筋・腹直筋・上側腰方形筋が主動作筋で[13]あり、それらはいわゆるグローバルユニットとして胸郭・体幹の動的安定性に関与している[8,14]。それらが活動することで腹腔上前面から圧力が加わることで、骨盤底筋にはさらに内臓を支持することが必要となり筋活動が高まると思われた。

以上の点から、骨盤挙上を伴うPNF 1群を行うことで、内臓の支持へ関与し、促通がなされたのではないかと推測された。

また、骨盤後傾を伴う収縮運動は被検者に骨盤底筋を収縮するイメージを持たせて運動を行ったが、PNFの各群ではその意識を行っていない。前述の通り転倒予防は、高齢者が対象となり、収縮のイメージを持たせた上で収縮を促すのは困難である報告が多く[9,14]、我々も臨床でそのような場面に直面する。そのため、今回の結果からイメージが困難な症例に対しても有効なアプローチが展開できる可能性があると思われる。

したがって、骨盤の前方挙上を含む体幹のパターンを用いることで、間接的に骨盤底筋群への促通が有効であることが示唆された。

引用文献

1) 北方定謙，他：尿失禁にどう対処するか．財団法人日本公衆衛生協会，1993
2) 金　憲経，鈴木　隆雄，他：都市部在住高齢女性における老年症候群の複数徴候保持者の諸特性と関係要因．日本公衛誌(54)：43，2007
3) Gorman R.Expert system for management of urinary incontinence in women. proceedings - the Annual Symposium on Computer Applications in Medical Care. 582-31, 1995
4) Williams KS, Crichton NJ, Roe B: Disseminating Reserch Evidence. A Controlled trial in Continence care. Journal of Advabced Nursing. 25: 691-8, 1997

5) Beguin AM, Combes T, Lutzler P, Laffond G, Belmin J: Health education improves older subjects' attitudes toward urinary incontinence and access to care: a randomized study in sheltered accommodation centers for the aged. Journal of the American Geriatrics Society. 45: 391-2, 1997
6) 厚生科学研究班編：Ⅲ　高齢者尿失禁ガイドライン．EBMに基づく尿失禁診療ガイドライン，2004
7) A.Pool-Goudzwaard et al: Contribution of pelvic floor muscles to stiffness of the pelvic ring. Clinical Biomechanics, 19: 564-571, 2004
8) 石井美和子：体幹機能障害に対する理学療法アプローチ．熊本県理学療法士協会 平成19年度第1回学術研修会：2-, 2007
9) 山口明，日野創，阿部高子他：ここまでできる在宅生活の工夫 排泄自立に向けた環境調整．臨床リハ Vol.13 No.9：813-814，2004
10) I.A.kapanji（荻島秀夫監訳）：カパンディ関節の生理学 Ⅲ 体幹・脊柱：58-59，東京，1986
11) 丸山倫司，長福武志，畑中秀行　他：レシプロカルパターンにおける体幹周囲筋の筋電図変化．日本PNF学会第6回学術集会抄録集：6，2005
12) 丸山倫司，畑中秀行，髙濱照　他：レシプロカルパターンにおける腹斜筋群の筋活動について．理学療法学 Vol.33 No.2：324，2006
13) 柳澤健，乾公美：PNFマニュアル：6，東京，2001
14) 田舎中真由美：泌尿器系障害に対する理学療法．理学療法 21巻6号：844-845，2004

スポーツとPNF
―スポーツ外傷・スポーツ障害の運動療法とスポーツコンディショニングへの可能性―
Possibility of PNF as athletics therapy and sports conditioning

覚張　秀樹
Hideki Gakuhari

要旨：
1. スポーツ傷害に対する運動療法としてのPNFと、スポーツコンディショニングに対するPNFの考え方ついて概要を紹介した。
2. スポーツ外傷に対してPNFを用いたアプローチで治療ができないと、誤用が原因のスポーツ障害に対することはできない。
3. スポーツコンディショニングに対してPNFが有効であるという直接的なエビデンスは存在しない。
4. ＰＮＦのレベル自体を上げていくことで、スポーツコンディショニングに好影響を与える可能性は示唆されている。
5. 免荷状態を利用した「対角・らせん運動」を用いるBad-ragaz Ring Methodは体幹を中心とした全身の神経筋活動の再教育に期待が大きい。

キーワード：PNF、スポーツ傷害、誤用及び過用症候群、スポーツコンディショニング、ラガツ法

Summary：
1. This study was to introduce the view of PNF as athletics therapy and sports conditioning.
2. The treatments to misuse and overuse syndrome have to use PNF therapy.
3. PNF does not have evidence to effective of sports conditioning.
4. It was suggested that the improvement in the level of PNF together with the level of sports conditioning.
5. Bad-Ragaz Ring Method (diagonal spiral therapy in water) is expected reeducate to trunk muscle mainly on muscle activity of all over.

Key words：PNF, Sports injury, misuse and overuse syndrome, sports conditioning, Bad-Ragaz Ring Method,

はじめに

スポーツ領域においてPNFが話題として取り上げられることがある。しかしながら、「スポーツのどのような場面で」有効なのか？。たとえばリラクセーションテクニックの一つとしてウォーミングアップに活用しているのか、あるいはスポーツ傷害の治療的アプローチとして用いているのか、などについて議論されていない。また、PNFの何がどのように有効であるのかなどについても論点が一致していない。

PNFの臨床的研究として、リラクセーションテクニックとしてホールドリラックスやコントラクトリラックス手技と他のストレッチング方法との差を検討したものは散見できる[3, 4, 6, 9, 11, 12, 13, 25, 29, 33, 35]。しかしながら現状において、スポーツ外傷およびスポーツ障害のリハビリテーションにおける運動療法において、直接的にPNFが有効であるというエビデンスは存在しない（勿論研究方法の問題点も内在していることも事実であるが）。

本稿はスポーツ場面におけるPNFの利用

東京女子体育大学
Tokyo women's college of Physical Education

について、あくまでもこれまで蓄積されてきた基礎研究[5,14,18,21,23,28,31,34,]を踏まえて、筆者の臨床経験に基づく可能性について記述したものであることを最初にお断りしておく。今後これらの着眼点に基づいた基礎研究を進めていきたいと考えている。

Ⅰ ファシリテーション・テクニックの中でのPNF

理学療法（Physical Therapy）で用いられるファシリテーション・テクニック（Facilitation Technique）は、その理論的背景から2つに大別できる（表1）[24,30]。PNFは前者Aグループに属しているため、その適応範囲は末梢性・中枢性運動麻痺に留まらず、運動機能傷害全般に適応があるとされていることがスポーツにも何らかの可能性があるとされる根拠ともなっている。

スポーツとPNFの関連について検討してみると、単に「PNFパターンがスポーツ動作に類似している」からだけでなく、促通の要素11項目（表2）すべてが身体の活動性を上げることと関連しているのである。したがってある疾患や障害を有する患者だけでなく、身体活動レベルの高いスポーツ選手（アスリート）に対しても運動療法としての可能性があると言える[17,19]。

また、PNFは「エネルギー効率のよい動作パターンを反復練習させるテクニック」であるために、スポーツによる様々な傷害（外傷・障害とも）に効果があるだけでなく、「スポーツコンディショニングにおいても「保有する機能による範囲での高レベルでの機能創出」の可能性があるものと考えられている[16,36,37]。

大切なことは、例え誰を（どのような状態を）対象としても、的確な（望ましい）反応を引き出すレベルにあるPNFテクニックを身につけることであり、PNFを臨床的に如何に活用できるか？である。すなわち、PNFを修得することはあらゆる疾患、状態、年齢に対して対応できる可能性を秘めている手技である。

表1　ファシリテーションテクニックの2分類

A. 本来正常な中枢神経系の運動支配の法則性を基礎とした方法のグループ
PNF（Rood?）⇒一般健康人でも変化？

B. 病的臨床症状の改善を神経生理的に後から理論づけした方法のグループ
Bobath　（Brunnstrom?）

（上田敏 1983）

表2　促通の要素

①PNF運動パターン	⇒	筋収縮力の増大・反応時間の短縮・加速度の増大
②筋の伸張	⇒	筋収縮力の増大・柔軟性の改善
③関節の牽引	⇒	筋収縮力の増大・可動域の増大
④関節の圧縮	⇒	筋収縮力の増大
⑤抵抗	⇒	筋収縮力の増大・柔軟性の改善
⑥発散と強化	⇒	筋収縮力の増大
⑦正常なタイミング	⇒	協調性の改善
⑧他動運動・自動介助運動	⇒	協調性の改善
⑨用手接触（皮膚刺激）	⇒	筋収縮力の増大
⑩口頭指示（聴覚刺激）	⇒	筋収縮力の増大
⑪視覚刺激	⇒	協調性の改善

柳澤[36]

Ⅱ スポーツ傷害（Sports injury）とPNF

(A) PNFがスポーツ傷害の運動療法に有用となる可能性

スポーツ場面において発症するスポーツ傷害（sports injury）について、「スポーツ外傷（sports trauma）」と「スポーツ障害（misused and overused syndrome）」に分けて検討する。

スポーツ外傷後の運動療法においては、「急激な外力によって生じたトラブルによって運動制限が強いられ、身体の感覚受容器の閾値能力が低下している状態」に対して、PNFテクニックで促通することにより、鋭敏な感覚能力を身につけることが可能となる。中でも関節に関係した外傷については関節内外の固有受容性感覚器の感受性能力を向上させることが可能となる。損傷部位を中心とした直

接的アプローチ（direct approach）はもとより、PNF以外の他の方法では得られない発散（irradiation）によるものであり、「間接的アプローチ（in-direct approach）」が可能であることが特長である[1,2,10,20]。

一方、主に「誤用の連続による局所的疲労の蓄積」が主な原因で生じるスポーツ障害については、PNFを用いて特に「誤用症候群」を修正しつつ、身体の耐用状態を向上させていくことが可能となる。

PNFを利用することで覚醒レベルを向上させて、その個人の持つ身体的特徴を最大限に発揮させうるために様々なアプローチが図られる。まず「誤用による局所的ストレス」を軽減することが可能となるのである[10]。

そして、スポーツ外傷に対するアプローチ同様、「発散現象（irradiation）を用いて健側（健常部）によるエクササイズにより患側（患部）への発散効果」をねらいとして、全身に対してアプローチできる特長がある[27,28]。

(B) スポーツ傷害の運動療法にPNFを利用するに当たっての観点

PNFはそもそも「エネルギー効率の良い作業動作、スポーツの動作分析と筋の解剖学的確認作業の結果」により確立されてきた経緯がある。スポーツ動作は何も日常生活からかけ離れた特殊な動きをしているわけではない。スポーツ動作は日常生活の中の動きを、「より力強く」、「理にかなった方法」で実践しているだけなのである。

PNFテクニックの修得には解剖学（機能解剖学）、生理学（神経生理学）、運動学（臨床運動学）などの基礎知識をベースにした上で技術の研鑽が必要である。そしてその技術の研鑽もいわゆる「健常（normal）」な状態への対応だけでなく、いかに病的な状態を幅広く経験するかによって高められることを理解する必要がある。

筋肉の弱化した状態（筋出力が低下した状態）を知ることにより、初めて施術者よりも強い筋出力の被術者への対応が可能となるのである。同様に、運動の協調性の混乱した状態にある患者の施術を積み重ねることにより、より高いコーディネーションレベルを獲得させることができるのである。

この場合に「最大抵抗（maximal resistance）」は基本であるが、対象者の筋出力レベルが高いからといってセラピストが一方的に強い抵抗を用いることが目的ではなく、あくまでも正確なPNFが施術できることが、反応を引き出す上で大前提である。トレーニングを積んだアスリートに随意最大収縮を求めることはナンセンスであり、自ら筋出力を調整/コントロールする能力を調整することに主眼を置くべきである。

抵抗量だけを強めようとすると、PNFで必要とされる3要素のうち、どうしても「内旋/外旋」の回旋要素が疎かになってしまいやすくなる。このように筋出力が強い場合には、開始時の「伸張刺激」と「伸張反射の有効利用」がポイントとなるので、あくまでも正確な施術に務めるべきである。

PNFのスポーツへの応用にあたっては、「PNFそのもの熟達レベル」、「病的な状態への臨床経験」、そして「心理面も含めてスポーツ特有の問題点」などが理解できたうえで初めて成立するものであることを銘記すべきである。

スポーツ傷害に対するアプローチについては「どのような動作に着目し」、「どのような動作を引き出すのか？」で対応方法は大きく異なってくる。その前提として大まかな基本ラインはあるが、「決まり」や「法則」が存在するわけではなく、姿勢の選択あるいは手順や用いるパターンはセラピスト個人の考え方・哲学（philosophy）により決定されるのである。

(C) スポーツ傷害に対して運動療法として PNF を用いるためのポイント

1.「促通の要素 11 項目」を必要に応じて組み合わせて用いる
→促通の要素に習熟し、必要に応じて適宜組み合わせて用いることのできる能力を修得すること
2. 基本手技を身につけ、被術者との信頼関係を構築した上で特殊テクニックを成立させる
→「セラピスト自身の基本手技の修得」なくして「患者とのやり取の中で成立する特殊テクニックは成立しえない」ことを理解すること。
3. セラピストの PNF 片側性パターンの熟達があって始めて
→両側性パターン，組み合わせパターンへ発展させること。
4. 末梢部からのコントロール（上肢 / 下肢の片側性パター）ができて
→中枢部（肩甲骨・骨盤）のパターンへと発展させること。
5. ベッド上背臥位での基本的アプローチができて
→徐々に重心を上げて、基底面を狭くするアプローチへと発展させること。
6. 被術者の筋出力レベルが高いからといって、強すぎる伸張刺激およびセラピストの一方的な強すぎる抵抗は禁物。
→決して「アスリートとの力比べ」にならないように。あくまでも PNF の習熟につきる。

以上、スポーツ傷害への対応は、他の疾患と何等変わるものではなく、治療の原則そのものである。

Ⅲ スポーツ外傷と障害に対するＰＮＦの実際

(A) スポーツ外傷のリハビリテーションにおける運動療法として PNF を用いる場合のポイント

スポーツ外傷およびスポーツ障害の運動療法における共通点について表 3 に示す。その中で、スポーツ外傷時のリハビリテーションにおける運動療法にあたっては、主に第二段階および第三段階において様々な工夫と配慮が必要とされ、PNF をその中に取り入れていくとより「仕上がり状態のよい運動療法」が実践できて、その結果として良好な結果が得られる。

一般的なスポーツ外傷後のリハビリテーションにおいて、受傷直後（リハビリテーション開始直後）においては、運動療法として他には例をみない「間接的アプローチ（in-direct approach）」が有効である。特に「患部の固定が主目的」である段階において、PNF による間接的アプローチに勝る方法は存在しない。より積極的で質の高い運動療法の実践のためには有効な手段である。

またリハビリテーションの進行に応じて、復帰へ向けての仕上げの段階に近づくにつれて、固有受容性感覚器に対する刺激の入力という観点から直接的（direct approach）アプローチが有効となる。

しかしながら、PNF を用いると同時平行して物理療法と組み合わせることや、一般的なリハビリテーションプログラムを実践することは大前提である。その一連の流れの中で最も効果的な段階を見据えて PNF を用いると効果的である。

スポーツ外傷の運動療法における PNF の取り入れ方の実践例について、表 3 に示す。

表3

a) スポーツ外傷の運動療法におけるPNFの実践例-1

非接触性の靭帯損傷(膝関節、足関節)の場合

1)患部の固定・安静中のアプローチ

目標:患部外を利用した間接的アプローチ

手順:頸部パターンの利用
対角線上の上肢を利用
体幹パターンの利用
対角線上の上肢と患肢との組み合わせパターン

2)回復へ向けての復帰直前のアプローチ

目標:適切なダイナミックアライメントの再学習のための直接的アプローチ

手順:下肢の両側性パターン～下肢片側性パターン
組み合わせパターンの利用

b) スポーツ外傷の運動療法におけるPNFの実践例-2

大腿および下腿の肉離れの場合

目標:関連する筋群の滑らかな協調関係の再学習

手順:二関節筋の働きを考慮しての下肢パターン
(免荷状態で正常なタイミングを修得した上で、
荷重状態で正常な働きを身につける手段として)

体幹の組み合わせパターン
下部体幹パターン
患肢の片側性下肢パターン
下肢両側性交叉性パターン

c) スポーツ外傷の運動療法におけるPNFの実践例-3

肩甲上腕関節の脱臼の場合

目標:上肢運動時における関係筋群の正常なタイミングの習得

手順:頸部パターン
肩甲骨パターン
体幹上部パターン
上肢片側性パターン

(B) スポーツ障害へのPNF利用についての基礎的配慮事項

1. 誤用(misuse)と過用(overuse)によるスポーツ障害の差について
スポーツ障害は一般に「使いすぎ症候群(overuse syndrome)」と表現されることが多いが、その原因には「誤用(misuse)」によるものと、「過用(overuse)」によるものに分けて考える必要がある[10)]。

a) 誤用(misuse)が主体のスポーツ障害
本人にふさわしいボディメカニクスの獲得→PNFの適応となるものが多い!
PNFによる正常なタイミングの再学習
PNFアプローチの目標:
PNFを利用して本人の身体能力にふさわしいボディメカニクスを獲得することを目的としてアプローチする

b) 過用(overuse)が主体のスポーツ障害
→PNFだけでは決して問題は解決しえない!
総合的な観点からのコンディショニングをはかっていくことが必須である
練習量を調節しながら、局所への負担を軽減するアプローチが必要(例えば、過用要素を軽減しつつ、適切なレジスタンスエクササイズを用いた強化運動など。決して「休養」だけでは問題は解決しない)
PNFアプローチの目標:
まずは「運動量の調節」と「ボディメンテナンス」をはかって、それでも改善なき場合にPNFを利用して過用(misuse)の改善対策へ。

2. 荷重関節と非荷重関節に対するアプローチの差について[10)]

a) 荷重関節(体幹、骨盤～下肢)
荷重関節群に対するアプローチの視点:
ふさわしいダイナミックアライメントの獲得へ向けて(誤用の予防)
「バランスを調整」しつつ、「さらに強化していく」観点の必要性[10)]。
PNFアプローチの目標:
非荷重状態で直接的アプローチを用いて正常のタイミングを再学習する。
→次に頸部、体幹上部、上肢を用いて間接的アプローチを用いて発散現象を利用する。
→その上で荷重運動によるアプローチに進めていく。
備考:下肢の荷重連鎖を考慮してインソール等も併用すべきである。

b) 非荷重関節(肩甲骨～上肢)
非荷重関節群に対するアプローチの視点:
関与する筋群の調整(正常なタイミングで運動が拡がっていくこと)

非荷重関節群に対して「閉運動連鎖（closed-kinetic chain）状態でのアプローチを用いる。

PNF アプローチ目標：

体幹部からの動きの拡がりを重要視する

下肢からの「荷重連鎖」と「運動連鎖」を考慮する

非荷重状態の中で直接的アプローチを用いて正常なタイミングを再学習する。

→次に荷重状態を作ったうえで、可能な限りの PNF アプローチをする。

→最終的に直接的なアプローチを行なう。

共通する Point として：

スポーツ障害の運動療法に PNF を用いる大前提として、スポーツ外傷のリハビリテーションにおいて PNF を利用できなければ、「誤用」によって生じたスポーツ障害に対してアプローチはできない。「何が誤用なのか」についての観点が必要となる。

すなわち外傷と異なり、誤用の原因は単一ではなく**「動き全体を診る」**眼が必要となるからである。特に**「本人にとっての誤用」**であるか否かについての判断と、本人にとってふさわしい「自動的・能動的可動域」の獲得が必要とされる。その考え方として、「身体のバランスについての考え方」について図 1 に示す[10]。

スポーツ障害の運動療法に対する PNF の活用の実際について表 4 に示す。

表 4

a）スポーツ障害に対する運動療法における PNF の実践例 -1

シンスプリント
運動時に「後方荷重」となることが特徴 荷重時に能動的に前方に荷重できるように （それ以前に患部を中心とした物理療法やレジスタンスエクササイズを実践していることを前提にして）
併せて、PNFを利用しての身体のメンテナンスに併せて、用具のメンテナンス、すなわちシューズや足底板などのメンテナンスを欠くことはできない。

b）スポーツ障害に対する運動療法における PNF の実践例 -2

投球障害（投球肩障、投球肘障害）
「自動的・能動的」関節可動域
正常な運動のタイミング 主動筋群と拮抗筋群とのバランス （特にブレーキングマッスルの強化）

c）スポーツ障害に対する運動療法における PNF の実践例 -3

疲労性腰痛（筋筋膜性腰痛、慢性腰痛症候群、など）
体幹部を中心として、「上肢からのアプローチ」、「下肢からのアプローチ」
股関節の「自動的・能動的可動域」を始めとした、荷重連鎖の再構築

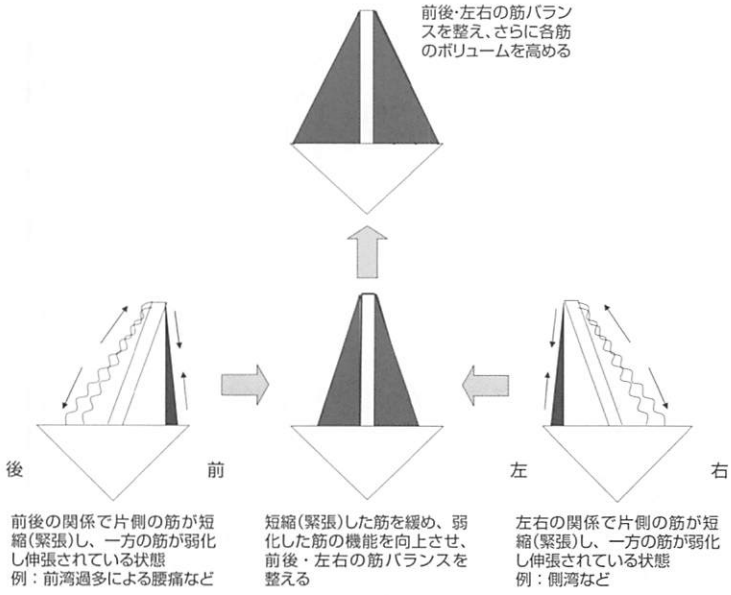


図 1　身体のバランスの考え方

Ⅳ スポーツコンディショニングにおけるＰＮＦの考え方

(A) スポーツコンディショニングにおけるPNFの役割と位置付け

一般に「スポーツコンディショニング」といった場合には、表5に示したように4領域に分類して検討されている[10)]。

PNFとは「トレーニング・練習の基本である個別性の原則に則り、個々人の機能に即して、深部感覚を主とした種々の刺激を入力することにより運動ニューロンの興奮性を変化させる操作法である。そして、その出力であるエネルギー効率のよい動作パターンを反復練習させるテクニックである。その結果、被術者のパフォーマンスは向上するのである」[15)]。

スポーツコンディショニングにおいて、PNFを利用する事により可能性が考えられることとしてまず「Physical（身体面）」での有用性が挙げられる。すなわち「機能による最高の機能創出」をはかる事ができるのである。

次に「Skill（技術面）」において、練習段階において正確なSkillを修得する為に、より適切な覚醒レベルを上げることによって、その個人の持つ能力の範囲でよりふさわしいSkillを身につけることができる。

さらに、「Mental（精神面）」での安心感／自信を獲得することができ、試合あるいは競技に向けて最高のパフォーマンスを発揮する為に役立つ事になる。また「あがり」対策のために「呼吸PNF」は有効な手段である。そのような点から、本人自身が「効率良く動くことができる」ことによる安心感と自信は、競技に向けて精神的な裏づけとなるものである。

PNFでは「覚醒レベル」の上昇が確認されている。そのことにより「適切な覚醒レベルを維持」することにより、スポーツ傷害の予防のみならず、スポーツパフォーマンス（Sports performance）の向上、すなわち「課題遂行の速さおよび正確さ」を向上させることにも活用できる可能性がある。

リラクセーションテクニックとしてのホールドリラックスやコントラクトリラックスの応用に留まらず、PNFの本流を理解して活用することで幅を広げていただきたい。

表5　コンディショニングのカテゴリー

フィジカル(physical)	⟹	主に身体的要因に関する側面
メディカル(medical)	⟹	主に医学的要因に関する側面
メンタル (mental)	⟹	主に心理的要因に関する側面
スキル (skill)	⟹	主に技術的要因に関する側面

(B) スポーツコンディショニング場面でのPNFの活用について

スポーツコンディショニングにおいて、PNFの「何が」活用できるのかについて、アスリートと良好な人間関係が保たれている必要がある。

アスリートは試合やレースに向けて神経質になる場面が多く、感覚的なことばで訴えてくることが多い。それに応えて「何をアプローチするのか？」、「何ができるのか？」、を常に自問しながら研鑽を積む必要がある。「知識」と「技術」と「人間性」が大きな正三角形で成立してこそ、信頼されるセラピストとなるのである。

スポーツコンディショニングであれ、ある疾患を有する患者であれ、「何を狙いとして、どのような要素を引き出すのか？」。そのために「PNFの何を活用するのか？」については共通事項である。PNFを活用することは覚醒レベルを上げて、本人の持つ力を可能な限り発揮させるための方法である。すなわち、スポーツコンディショニングにおいてPNFを用いてできる事は、あくまでもその時点で「ヒトの持つ能力を最大限に引き出す為の援助」である。従ってその「ヒトの持つ能力レベル（蓄えのレベル）」により、自ずと限界が生じる。記録に挑戦し、相手と戦う為には、

本人の「蓄えのレベル」をより向上させておくことが必要となるのである。すなわち本人の容量（capacity）の大きさによって、引き出すことのできる結果が異なることを理解しておかなければならない。

PNF ですべての問題が解決するわけでなく、「使い勝手良く」本人の許容量（capacity）を拡大するための努力を怠ってはならない。それを同時進行で実践していかなければならない。そのためには全身のバランスを考慮したトレーニング / コンディショニングの観点が欠かせないものとなる（図１）。

「PNF で潜在能力を引き出す」ために、「潜在能力」そのものの許容量の拡大に目を向けることが前提条件となるのである[10]。

(C) 身体の許容量（capacity）を拡大するためには

大前提として「トレーニングの原則」（表６）の中でも「特異性の原則（Specific Adaptation Imposed Demands: SAID）」を理解しておかなければならない。すなわち人体には「与えられた負荷に対しての特別な適応」が現れるのである。したがって、「蓄え」を創って行く段階で「使いやすいように（使うことを前提に）蓄えを創る」ことが重要なのである。その結果として蓄えが上手に活用されるのである。「使い勝手よく蓄えが蓄積」されていれば、PNF によって導き出される反応もより大きなものとなるのである。

そのためには「トレーニングの諸原則に充分配慮した準備的エクササイズ」に努める必要がある。「無いものは引き出せない」のである。「PNF ですべて解決できる」などいう穿った考え方は決して良好な結果を招くことにつながらない。「必要なものを蓄える必要性」を充分に理解しなければならない。

表６　トレーニングの原則

1）漸進性過負荷の原則（progressive overload）
　少しずつの負荷（重さ、距離、スピードなど）を上げていくこと

2）継続性・反復性の原則（continuity）
　続けて、繰り返し行なわなければ効果がない

3）特異性の原則（specific adaptation imposed demands :SAID）
　トレーニング効果は、それ固有の効果しか上げない

4）個別性の原則（individualization）
　トレーニング効果はひとりひとり効果が異なる

5）意識性の原則（awareness）
　鍛える部位を意識し、何のために何をすべきか考えて行うこと

6）全面性の原則（universality）
　すべての身体部位、あらゆる要素を取り入れて行うこと

7）超回復（super-compensation）
　トレーニングと休養のバランスを考慮すること

(D) スポーツコンディショニングの中でのPNFの実践例

これまで野球（ピッチング）や陸上（ハードル、投擲）、あるいは水泳などでの実践例が報告されている。これらに共通する点として

1. 非接触性の種目であること
2. フォームの熟達によって成果が上がることなどが特徴として挙げられる。

ここでは「身体活動のレベルを上げる」という観点から、新体操（ダンス系）について具体例を紹介する。

アプローチの観点と具体的な方法

a) 頸部→体幹→四肢への運動の拡がりを考慮してアプローチする
　全身への影響と安定性を苦慮して、頭部への圧縮を加える（図２）。
　これにより全身運動の導入をはかる。
　主な促通の要素：
　圧縮、抵抗、用手接触、口頭指示、他
　主なテクニック：
　リズミックスタビリゼーション、他

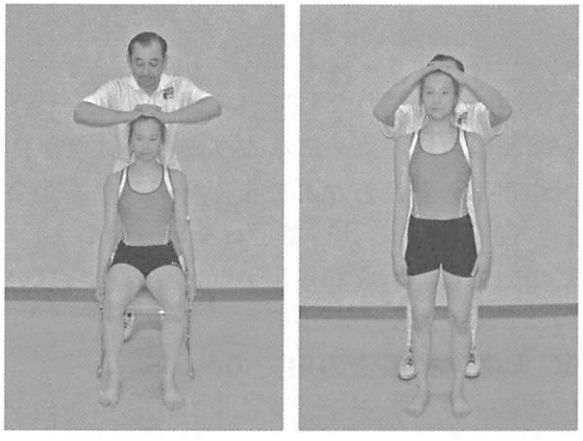


図2　頭部からの圧縮

b) 姿勢反射（特に迷路反射）を活用して活動性を拡大する
上肢および体幹の牽引を利用した例（図3）。これによって能動的可動域を拡大していく。

主な促通の要素：
PNF運動パターン、筋の伸長、関節の牽引、抵抗、発散と強化、正常なタイミング、用手接触、口頭指示、視覚刺激、他
主なテクニック：
リズミックイニシエーション、反復収縮、リズミックスタビリゼーション、他

c) MobilityとStabilityの両立
MobilityとStabilityを確保するための体幹部からのアプローチ例（図4）
主な促通の要素：
PNF運動パターン、筋の伸長、抵抗、発散と強化、正常なタイミング、用手接触、口頭指示、視覚刺激、他
主なテクニック：
リズミックイニシエーション、反復収縮、強調のタイミング、他

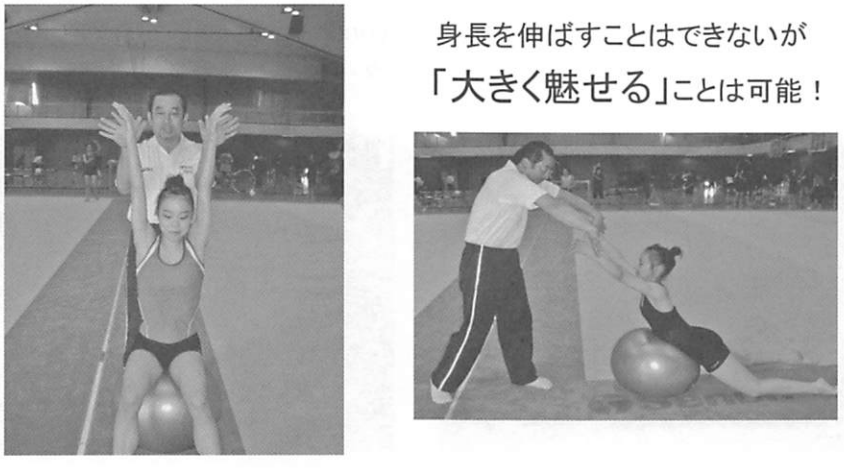


図3　上肢および体幹の牽引の利用

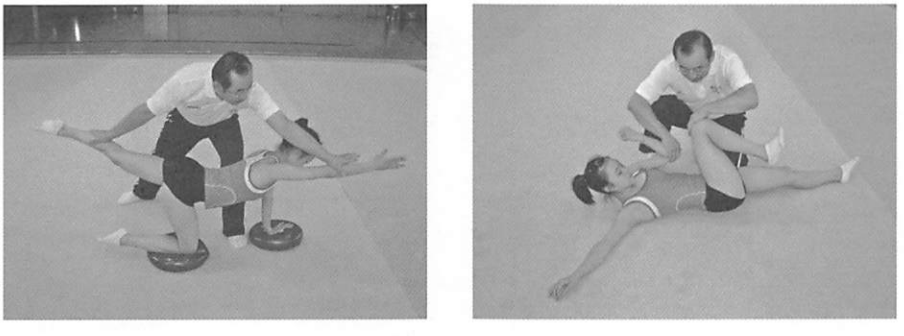


図4　体幹部から全身へのアプローチ

d)「優美」、「しなやかさ」、「波動運動」
動き作りを求めて、そのための手段としての例（図5）
主な促通の要素：
PNF運動パターン、筋の伸長、関節の牽引、抵抗、発散と強化、正常なタイミング、用手接触、口頭指示、視覚刺激、他
主なテクニック：
リズミックイニシエーション、反復収縮、強調のタイミング、動的リバーサル、リズミックスタビリゼーション、他

e) 体幹部の安定性及び精神的安定性を確保する
体幹部の安定性および精神的過緊張（あがり対策）を軽減するための呼吸（横隔膜）へのアプローチ（図6）
主な促通の要素：
筋の伸長、用手接触、口頭指示、他
主なテクニック：
リラクセーションテクニック、他

スポーツコンディショニングにPNFを用いる場合のポイントとして
①問題点を探りだして（評価して）
②問題解決のためになすべきことは何か？
③PNFの考え方がどこまで利用できるか？
（他の方法と比べてどれだけ有効か？）
について検討しながら用いなければならない

V 水中運動療法の中でのPNF

スポーツコンディショニングに水中運動を用いる機会があるが、おもに「滑らかな全身運動の再学習」と「積極的疲労回復」の観点から、水中で「対角・らせん運動」を用いる方法もある。この方法はラガツ法（Bad-Ragaz Ring Method）として知られている[8, 21, 32.]。

運動を「全身への拡がり」という観点から分析するとごまかし運動（trick motion）が起きない免荷状態で、より正確な全身運動を再学習する機会として練習後のAfter conditioningとして有効である。特に体幹パターンは有効な手段となる（表7）。

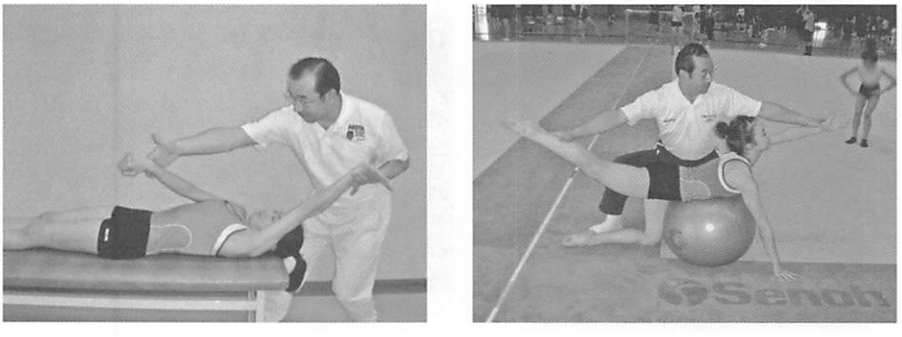


図5　全身の波動運動への展開

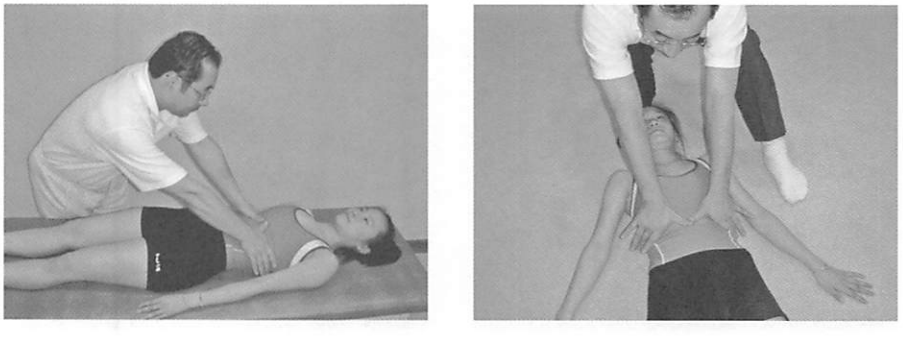


図6　呼吸（横隔膜）のPNF

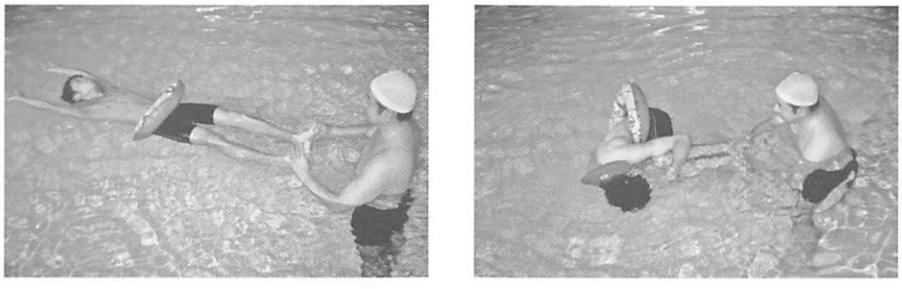
表7　Ragaz法 体幹パターン

1)脊柱の屈曲 レバーアームとして上肢を使用	(No. 201)
2)脊柱の屈曲+側屈+回旋 レバーアームとして上肢を使用	(No. 202)
3)脊柱の伸展+側屈+回旋 レバーアームとして上肢を使用	(No. 203)
4)脊柱の側屈 1)の強化パターン	(No. 204)
5)脊柱の屈曲+側屈+回旋 2)の強化パターン	(No. 205)
6)脊柱の伸展+側屈+回旋 3)の強化パターン	(No. 206)
7)脊柱の側屈 レバーアームとして下肢を使用	(No. 207)
8)脊柱の屈曲+側屈+回旋 レバーアームとして下肢を使用	(No. 208)
9)脊柱の伸展+側屈+回旋 レバーアームとして下肢を使用	(No. 209)
10)脊柱の伸展+屈曲+回旋の2相性運動 レバーアームとして一側下肢と一側上肢を使用	(No. 210)

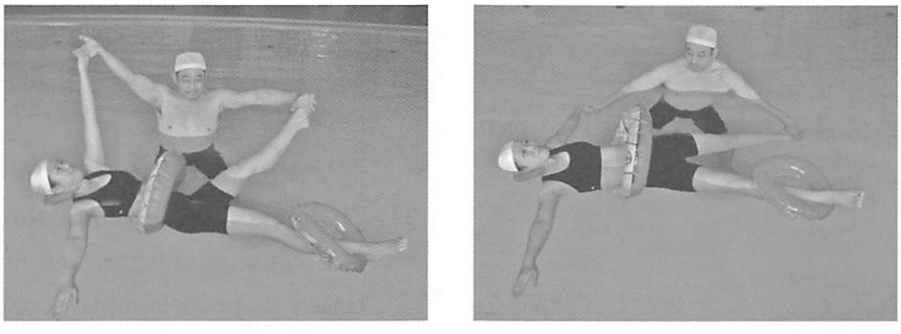
水中におけるPNFの施術にあたり、反応が得られているか否かについては陸上における運動よりも、自覚的にもまた他覚的にも明確に確認できる。

すなわち、運動が正確に遂行されれば被術者は水面直下で滑らかに正確な運動を遂行することになる。一方、抵抗が不適切であったり、運動方向が正確でなかったりすると被術者は水中に沈んでしまうことになり、水を呑んでしまうなど苦しい状況を作ってしまうことになる。したがって「力強い筋収縮」よりも、「全身にわたる滑らかな協調運動の獲得」に主眼が置かれることになる。

これらは実際の運用にあたり、自動運動に対する抵抗の用い方いかんで、導かれる反応が異なってくるため、目的を明確にして、正確なPNFのアプローチが要求される。陸上での運動における一般的なPNFに熟達した上で、「水の持つ物理的特性の理解」、「対角・らせん方向の筋収縮」、「自動運動に対して反応を引き出す抵抗の用い方」などが成立して、望まれる効果を引き出すことができる難易度の高い手技である。しかしそれが故に、陸上でのPNFでは得られない効果が期待できることになる（図7）。



a）No.208



b）No.210

図7　ラガツ法体幹パターン

水中での PNF は、より高い身体活動レベルを水中でのみ獲得することが目的ではなく、あくまでも陸上運動における専門スポーツ活動においてエネルギー効率の良い動作パターンが獲得できることを目標とし、最終的に被術者のパフォーマンスを向上させることにある。

アスレチックリハビリテーションの現場のみならず様々なリハビリテーション / スポーツコンディショニングの場面で利用可能な有効的な手技である（文献 8）。

これらは実際の運用にあたり、自動運動に対する抵抗の用い方いかんで、導かれる反応が異なってくるため、目的を明確にしたハンドリング技術が要求される。特に「水の持つ物理的特性の理解」、「対角・らせん方向の筋収縮」、「自動運動に対して反応を引き出す抵抗の用い方」のすべてが成立して、望まれる効果を引き出すことができる難易度の高い手技であるが故に、得られる効果も大きいものがある。

まとめ

スポーツとPNFの関係について概略を述べた。

筆者はセラピストとして PNF を用いてアプローチしていくためステップアップ手順を以下のように考えている。

Stage I
スポーツ外傷のリハビリテーションにおける運動療法として PNF を用いることができて
↓
Stage II
スポーツ障害に対する運動療法として PNF を用いることができて
↓
Stage III-a
スポーツコンディショニングとして PNF を用いることができて
↓
Stage III-b
水中運動療法の中で PNF を用いることができる

今回紹介した方法はあくまでも「アプローチ例」である。PNF を最大限利用して反応を促し速めて（促通）いくためには、何らかの疾患や障害を有する場合のリハビリテーションであっても、アスリートを対象にしたスポーツコンディショニングの場合であっても基本的には何等変わるところはないと考えている。要は高いレベルの技術に基づき、それを用いるセラピストのアプローチに「対する哲学（Philosophy）と、セラピストの人間性よるものと考えている。基本テクニックを習得した上で、特殊テクニックを駆使して対応にあたるだけである。すなわち「対象」と「用いる場面」が異なるだけである。より多くの症例の蓄積をはかり、手順を追ってレベルアップして行くことによって、日本 PNF 学会（PNFSJ）の目的に掲げられているように、「国民の健康および福祉に貢献」していきたいと考えている。

文献

1） Arai.m et.al: Effects of the use of cross-education to the affected side through various resistive exercise of the sound side and setting of the length of the affected muscles. Hiroshima J Med Sci.2001 Sep;50 (3) :65-73
2） 新井光男、柳澤　健：痛みに対する PNF モビライゼーション
理学療法 23 195-200,2006.
3） Chalmers G.: Re-examination of the role of Golgi tendon organ and muscle spindle reflex in proprioceptive neuromuscular facilitation muscle stretching. Sports Biomech.2004 Jan;3 (1) :159-83.

4) Decicco PV et al: The effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on shoulder range of motion in overhand athletes.
J Sports Med Phys Fitness 2005 Jun;45(2) : 183-7
5) 福田　精：運動の平衡と反射生理，医学書院，1957. 東京
6) 覚張秀樹 「スポーツＰＮＦとストレッチングの実際」
中嶋 寛之 監修『新版・スポーツ外傷と障害』 420~432 文光堂 1996.
7) 覚張秀樹「膝の靭帯損傷に対する現場サイドからみたアスレチックリハビリテーション」 リハビリテーション医学　34 317~319 1997.
8) 覚張秀樹 「水中プールコンディショニング」 臨床スポーツ医学編集委員会編『新版・スポーツ外傷・障害の理学診断理学療法ガイド』 Ⅳ 1 420 ～ 428 文光堂　2003.
9) 覚張秀樹、広瀬統一 「ウォームアップ・クールダウンのためのストレッチング」: 理学療法 21 巻 12 号 1482-1491.2004.
10) 覚張秀樹、広瀬統一「スポーツ傷害の運動療法—主にアスレチックリハビリテーションの観点から」柳澤 健編「運動療法学」258-275. 金原出版　2006.
11) Gleim GW, et al: Flexibility and its effects on sports injury and performance. Sports Med 24 289-299,1997
12) Handle M, et al: Effect of Contract-relax stretching training on muscle performance in athletes. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 76 400-408, 1997.
13) Hanrle M, et al: Effects of contract-relax stretching training on muscle performance in athletes. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 76 400-408,1997.
14) 今井基次：PNF（1.PNF の原理）理学療法 .8 147-152 1991.
15) 今井基次：実践 PNF. 図解理学療法技術ガイド .348-367.2005.
16) 今井基次：PNF. 理学療法特殊テクニック .151-180.2007.
17) Kabat H: Studies on neuromuscular dysfunction XV. The role of central facilitation in paralysis. Arch Phys Med 33:521-533,1952
18) Klein-Vogelbach, S : Functional Kinetics, Springer-Berlin,1998.
19) Knott M,Voss DE（福屋靖子他訳）：神経筋促通手技　第３版、
協同医書出版社，1989. 東京
20) Koutedakis Y, et al: Maximal voluntary quadriceps strength patterns in Olympic overtrained athletes. Med Sci Sports Exerc 27 566-572,1995.
21) Kubo K, et al: Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters.Acta Physiol Scand 440 311-323,2000.
22) McMillan,J.:The role of water rehabilitation. Student Paper.
Fortbidungszentrum Hemitage,1988.
23) 森　茂美：ファシリテーションの神経生理学的基礎 .
PT ジャーナル .36.553-561.2002.
24) 中村隆一：ファシリテーションテクニックの生理学的基礎 .
理・作・療法 .13.295-300.1979.
25) Osterning LR, et al: Differential responses to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretch techniques. Med Sci Sports Exerc 22 106-111,1990.
26) Ross A, et al: Neural influence on sprint running: training adaptations and acute responses. Sports Med 31 409-425,2001.

27) Roberts JM, et al: Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. Br J Sports Med 33 259-263,1999.
28) Ross A,et al: Neural influences on sprint running : training adaptation and acute responses. Sports Med 31 409-425,2001.
29) Roberts JM, et al: Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity. Br J Sports Med 33 259-263,1999.
30) 斉藤　宏：ファシリテーションテクニックは有効か？
総合リハ .28.595-597.200
31) 佐藤一望：自動介助運動の神経生理学的機序とその意義 .
リハ医学 21 78-83,1983.
32) 竹中弘行、森井和江：水中運動療法における PNF　— Ragaz 法の紹介 .
理学療法 . 14 138-144, 1997.
33) Tim Paine:A study into the Optimal Contraction Intensity for Maximal Increase of Range of Movement Following the Application of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. P-26.The 4th World Federation of Athletic Training and Therapy World
34) 椿原彰夫：神経生理学的アプローチの理論的背景 .
総合リハ .25.1357-1366.1997.
35) 和気英樹、他：ホールド・リラックス手技と徒手持続的伸張手技による関節可動域改善の比較 . 理学療法学　21 269-273, 1994.
36) 柳澤 健・乾 公美編：PNF マニュアル
改訂第 2 版　南江堂 ,2005.
37) 柳澤・中島・高橋訳（S.S.Adler/D.Beckers/M.Bunk 著）
PNF ハンドブック　クインテッセンス出版 .1997.

日本PNF学会会誌投稿規定

投稿要綱

1. 本誌への投稿資格は本学会会員とする。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
   - ・原著：未発表のオリジナルな研究論文
   - ・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、査読後に本学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（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、本文の合計が概ね7枚（11,200字相当）以内とする。1,600字用紙で概ね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（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版横書き概ね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、合計概ね5枚以内とする。図は製版できるよう 作成し、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（総説／原著／報告／短報／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正式名称を入れる。
   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（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1部、合計3部を提出する。また3.5インチフロッピーディスク、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）1部、修正後の3.5インチフロッピーディスク、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）1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及ぶ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学会学術誌編集委員長

    〒186-8668 東京都国立市富士見台4-30-1 東京女子体育大学 TEL 090-2555-7435

    覚張 秀樹 宛（E-mail gaku3@twcpe.ac.jp）
14. 本誌に掲載された論文の著作権は「日本PNF学会」に帰属する。

以上

●編集後記●

本年度も無事「PNF リサーチ」を皆様のお手元にお届けすることができました。

今回は原著論文 10 編と特別寄稿 1 編の労作が寄せられました。

「臨床に活用できる実技講習会」と「PNF の学術研究」を二大目的に掲げている日本 PNF 学会(PNFSJ)の活動の根幹をなすべく研究活動が進展していくことは、わが国のみならず世界的に真に PNF が発展していくために必要不可欠のことと思われます。

投稿原稿は主に「PNF 学会学術集会」において発表された演題が基礎となっておりますが、会員の皆様から原著論文はもとよりケーススタディをも含めて幅広く投稿を期待しております。

H.G

[日本 PNF 学会役員]

役　職	氏　　名	所　　属
理 事 長	柳澤　健	首都大学東京　健康福祉学部　理学療法学科　教授
副理事長	乾　公美	札幌医科大学　保健医療学部　理学療法学科　教授
副理事長	今井基次	八千代リハビリテーション学院　学院長
事務局長	新井光男	広島厚生病院　リハビリテーション科
学術局長	富田　浩	群馬パース大学　保健科学部　理学療法学科　准教授
渉外局長	山元総勝	熊本保健科学大学　リハビリテーション学科　教授
理　　事	秋山純和	国際医療福祉大学　保健医療学部　理学療法学科　教授
理　　事	覚張秀樹	東京女子体育大学　体育学部　教授
理　　事	田村陽子	東京都リハビリテーション病院　主任
理　　事	清水ミシェル・アイズマン	広島県立保健福祉大学　理学療法学科　教授
理　　事	高橋　護	老健　いとうの社　機能訓練室　室長
理　　事	萩原利昌	川崎市障害者更生相談所　係長
理　　事	原田恭宏	八千代リハビリテーション学院 理学療法学科 教務主任
顧　　問	奈良　勲	神戸学院大学　総合リハビリテーション学部　教授
監　　事	田口孝行	埼玉県立大学　保健医療福祉学部　理学療法学科　講師
監　　事	太田　誠	日本福祉リハビリテーション学院　理学療法学科　学科長

[PNF リサーチ査読委員（順不同)]

・柳澤　健　・乾　公美　・今井　基次　・秋山　純和　・新井　光男　・覚張　秀樹
・田村　陽子　・富田　浩　・萩原　利昌　・原田　恭宏　・山元　総勝

以上

日本 PNF 学会（PNFSJ）

第 8 巻　第 1 号

2008 年 3 月 25 日発行

編集・発行　日本 PNF 学会
〒730-0805　広島市中区十日市 2 丁目 1 番 25-1001 号
TEL　090—7970—6661
Mail　jpnfa@k4.dion.ne.jp
URL　http://www.jpnfa.com

複写される方へ

本誌に記載された著作物を複写したい方は、（社）日本複写権センターと包括複写許諾契約を締結されている企業の方でない限り、著作権者から複写権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。

〒 107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル（中法）学術著作権協会

電話（03）3475-5618　FAX（03）3475-5619　E-mail：jaacc@mtd.biglobe.ne.jp

著作物の転載・翻訳のような、複写以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

CCC に登録した著作物には、次の表示を追加する。

アメリカ合衆国における複写については、次に連絡して下さい。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

Phone：1-978-750-8400　FAX：1-978-646-8600

CCC に登録した著作物の場合

Notice about photocopying

In order to photocopy any work from this publication, you or your organization must obtain permission from the following organization which has been delegated for copyright clearance by the copyright owner of this publication.

〈 Except in the USA 〉

Japan Academic Association for Copyright Clearance, Inc. (JAACC)

6-41 Akasaka 9-chome, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

Phone：81-3-3475-5618　FAX：81-3-3475-5619　E-mail：jaacc@mtd.biglobe.ne.jp

〈 In the USA 〉

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923 USA

Phone：1-978-750-8400　FAX：1-978-646-8600