

# 肩・肘関節の肢位と負荷量の違いによる 手関節自動運動改善の即時効果の比較検討

新井 光男<sup>1)</sup>, 清水 一<sup>2)</sup>

キーワード (Key words) : 1. 関節可動域 (ROM) 2. 抵抗 (resist) 3. PNF (PNF)

無作為に選択した健常者 10名を対象に、上肢静止性収縮時における肩・肘関節の肢位と負荷の相違が、手関節屈曲の自動関節可動域と手関節屈曲の主動筋と拮抗筋の表面筋電図に及ぼす影響を検討した。肩・肘関節の肢位は固有受容性神経筋促通 (PNF) 肢位 (肩 135 屈曲, 45 内転, 中等度外旋位, 肘軽度屈曲, 前腕 90 回外) の上肢 PNF 肢位と非 PNF 肢位 (肩 90° 屈曲, 内外旋中間位, 肘伸展, 前腕 90° 回内) の 2 種を選択し、負荷はピンチ力の最大随意収縮の 30~40% (軽負荷) および 70~80% (重負荷) の 2 種とした。重負荷・PNF 肢位の組み合わせによる静止性収縮後の手関節屈曲の自動関節可動域改善率が重負荷・非 PNF 肢位の自動関節可動域改善率より有意に大きかった ( $p < 0.05$ )。軽負荷と比較し重負荷で主動筋の積分筋電図値が有意に大きな値を示したが、PNF 肢位では認められなかった。積分筋電図値の指標と自動関節可動域改善との関連性は認められなかった。

## はじめに

1940年代の他動関節可動域訓練は、拮抗筋の随意運動時に反復的な速い関節運動を施行し痛みを誘発しながら筋をストレッチする方法が用いられた<sup>1)</sup>。1950年代に神経生理学者で物療内科医である Herman Kabat が、臨床で固有受容性神経筋促通 (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; PNF) アプローチの一つとして、痛みを誘発しないで他動関節可動域または自動関節可動域を改善できるホールド・リラックスの手技を確立した<sup>2)</sup>。ホールド・リラックス手技とは、PNF パターン (螺旋的で対角線のパターン) を用いリラクゼーションさせたい筋 (拮抗筋) を痛みのない位置まで伸張させて、2~3 秒間ほどセラピストの抵抗に抗してその肢位を保持するよう指示し、静止性収縮を行わせた後弛緩させる治療手技である。この手技は、対象関節の自動関節可動域または他動関節可動域を増大させる目的で用いられた<sup>2)</sup>。1970年代には反復的な速いストレッチは関節包の癒着をはがし患部を傷つけ、防御的な筋の反射活動を誘発し、結果として不必要な筋の緊張を増悪させ、必要な部位のリラクゼーションができないことも知られてきた。これを改善するために、筋のストレッチには持続伸張を使うことが主流になってきた<sup>3)</sup>。Tanigawa<sup>4)</sup> は、健常者を対象に、この持続伸張手技の効果とホールド・リラックス手技の効果と比較し、ホールド・リラックス手技の優位性を初めて実証した。この研究では、持続伸張手技よりもホー

ルド・リラックス手技で即時的に有意な他動的下肢伸展挙上角度の増加が得られたことが報告された。

Tanigawa<sup>4)</sup> は PNF パターンを用いたホールド・リラックス手技が持続伸張手技よりハムストリングスの伸張に効果が生じたと報告しているが、PNF ストレッチに関する最近の文献レビュー<sup>5)</sup> では、1980年代以降は、矢状面に平行な非 PNF パターンでの静止性収縮によりホールド・リラックス手技の効果を検証した報告が多い。また、肢位の相違 (PNF 肢位と非 PNF 肢位) によるホールド・リラックス手技後の自動関節可動域改善の効果を比較した報告はなく、PNF 肢位で静止性収縮をする意義は未だ明確でない<sup>5)</sup>。

ホールド・リラックス手技の生理学的説明として、ストレッチはゴルジ腱器官 (腱紡錘) と筋紡錘の両者を刺激するのに対し、ホールド・リラックスは筋の収縮のみでゴルジ腱器官しか刺激せず、拮抗筋の最大静止性随意収縮後にゴルジ腱器官による抑制が生じ、拮抗筋にリラクゼーションが得られる<sup>4)</sup>。しかし、この機序は実証されたものではなく推論である。Moore<sup>6)</sup> は、足関節底屈の最大随意収縮の 65~75% の静止性収縮後 5 秒間はヒラメ筋 H 反射が強く抑制されることを明らかにし、ホールド・リラックス手技の有効性を支持した。

しかし、Priori<sup>7)</sup> が 14人の神経学的に健常な成人を対象に、把持による手関節屈筋群の最大随意収縮を 30 秒以上持続した前後で橈側手根屈筋の M 波最大振幅値と H 波最大振幅値を比較した結果、有意な変化が生じ

・ Comparison of the effects of sustained contractions in different positions of the upper extremity and different degrees of resistance by pinch on the active range of motion

・ 1) 広島大学大学院保健学研究科保健学専攻 2) 広島大学大学院保健学科作業療法学専攻

・ 広島大学保健学ジャーナル Vol. 4 (1) : 27~34, 2004

なかった。また、手関節筋群の静止性収縮後の客観的な検証は行われていない。

著者は臨床で、PNF 肢位で遠位の関節筋群を静止性収縮させ、その後リラクゼーションさせるホールド・リラックス手技の変法により、痛みを伴う関節の自動関節可動域が改善されることを経験している。例えば、手関節周囲を骨折等でギプス固定している場合、上肢 PNF 肢位をとらせ、固定していない手指で軽度負荷量による静止性収縮により、ギプス除去後の手関節に自動関節可動域制限が出現しないことを臨床経験している。しかし、客観的評価については不十分である。また、ホールド・リラックス時には臨床的に痛みの生じない程度の最大静止性随意収縮をさせているが判然とした基準はなく、静止性収縮の強さにより自動関節可動域に及ぼす効果に差異があるか明確でない。

このような背景から、上肢静止性収縮時の肩・肘関節の肢位と負荷量の相違が、手関節屈曲の自動関節可動域、手関節屈曲の主動筋と拮抗筋の表面筋電図に及ぼす影響に差異が生じるかを検証する必要があると考えた。今回、健常者において、上肢静止性収縮時の肩・肘関節の肢位とピンチの抵抗量の相違により、手関節の自動運動に及ぼす影響に差異があり、その差異は、主動筋活動の促進・拮抗筋活動の抑制に関連性があるという仮説を立て検証した。

検証の方法として、肩・肘関節の肢位は PNF 肢位と非 PNF 肢位の 2 種を設定した。PNF 肢位は、肩関節屈曲・内転・外旋・肘関節伸展・前腕回外とした。非 PNF 肢位は肩関節屈曲 90°・肘関節伸展・前腕回内とした。同様に、負荷量はピンチ力の最大随意収縮の 30~40% (軽度) でのピンチおよび 70~80% (重度) のピンチの 2 種を独立変数として設定した。静止性収縮前の自動関節可動域と比較して変化量をパーセンテージ表示した自動関節可動域改善率と、自動関節可動域計測時の積分筋電図 (Integrated Electromyography) 値と最大随意収縮時の積分筋電図値との比をとり基準化した積分値比の 2 つを、従属変数とした。積分値比が増大したら運動単位の動員数が多くなったと解釈しそれを促進と表現した。逆に、積分値比が減少したら運動単位数の動員数が減少したと解釈し抑制と表現した。手関節自動関節可動域改善に有効な上肢肢位と遠位の関節への負荷の大小および自動関節可動域改善時の生理学的変化が明らかになれば、臨床的に役立つ手技の客観的な方法と生理学的影響に関する情報を提示できる可能性がある。

## 方 法

### 1. 対象

神経学的に健常なボランティアで、研究に同意した 51

名から 10 名を無作為に選択して対象とした。各被験者には研究の概要を説明した後、研究同意書に署名を得た。

健常者とは、最近 10 年間の間に上肢整形外科疾患と神経学的な疾患がなく、計測時点で、上肢に痛みの自覚症状がない者とした。自動関節可動域と筋電図 (Electromyography) を計測する手関節は、左右比較し、手関節伸展他動関節可動域の小さい側とした。

10 名の平均年齢 ± 標準誤差 (範囲) は 32.7 ± 2.8 歳 (23~47 歳) であった。男性 5 名、女性 5 名であった。計測する手関節の決定の結果、左 5 名、右 5 名であった。

### 2. 計測装置

#### 1) 筋電図計測

マイオシステム 1200 (Noraxon 社, アリゾナ, USA) にて筋電図を計測した。各被験者の皮膚表面のインピーダンスは、脱毛クリームで脱毛した後、皮膚処理用ジェル (日本光電, 東京, 日本) で処理し、皮膚インピーダンスは 1 kΩ 以下に減弱させた。表面電極は直径 4 mm の銀-塩化銀 (Ag/AgCl) を用いた使い捨て電極 (blue sensor (Ambu 社, ラグマーケン, デンマーク)) を使用した。

橈側手根屈筋と橈側手根伸筋の筋活動は、筋腹に表面電極を電極間距離 1.5 cm で貼り、双極誘導し計測した。筋電図信号は、60 Hz のフィルターはかけず、10~500 Hz の周波数帯域を 1000 Hz で取り込み、解析ソフトマイオリサーチ (Noraxon 社, アリゾナ, USA) にて全波整流し、1 秒間の積分筋電図値 ( $\mu\text{V}$ ) を求めた。

#### 2) 手関節自動関節可動域計測

静止性収縮後、3 秒間リラクゼーションさせた後、ストレンゲージ (歪みセンサー) により手関節自動関節可動域を計測した。前腕部に手関節の動きに適合した一軸の動きが可能な装置を装着させ、歪みセンサーを装置に貼り付け、手関節 0° 位でキャリブレーションした。歪みセンサーは P&G ゴニオメータ (Biometrics 社, グウェント, イギリス) を用いた。自動関節可動域は、筋電図と同期させた歪みセンサーで計測した。

### 3. 独立変数と従属変数

#### 1) 独立変数

上肢肢位は PNF 肢位と非 PNF 肢位の 2 種を選択した。図 1 のように、PNF 肢位は、肩屈曲・内転・外旋位 (肩 135° 屈曲, 肘関節が鼻にくる程度の内転位で約 45° 内転位, 中等度外旋位 (約 30°), 肘 10° 屈曲位, 前腕 90° 回外) とした。非 PNF 肢位は、矢状面上に肩 90° 屈曲, 内外旋中間位, 肘伸展, 前腕 90° 回内とした。抵抗量はピンチ力の最大随意収縮の 30~40% (軽度) および 70~80% (重度) の 2 種の静止性収縮を選択した。軽度の負荷とは手関節軽度伸展位での最大ピンチ力

の 30~40% (35%をターゲット)とした。重度の負荷とは手関節軽度伸展位での最大ピンチ力の 70~80% (75%をターゲット)とし、ピンチメーター(豊田社, 東京, 日本)のアナログ目盛りを視覚的に被験者が確認しながら調節した。

上肢肢位(PNF 肢位と非 PNF 肢位)と負荷(軽負荷と軽負荷)の組み合わせ(2×2; PNF 肢位・軽負荷, PNF 肢位・重負荷, 非 PNF 肢位・軽負荷, 非 PNF 肢位・重負荷)で静止性収縮させた(図1)。

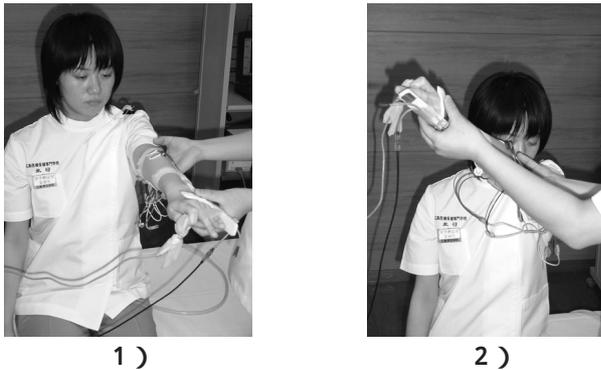


図1. ピンチ時の上肢肢位  
1) 非PNF肢位によるピンチ  
2) PNF肢位によるピンチ(肩屈曲・内転・外旋位)

2) 従属変数

手関節自動関節可動域改善率と積分値比を従属変数とした。下記にそれぞれの従属変数を説明する。

- a) 手関節の自動関節可動域の改善率の定義と計測法  
自動関節可動域改善率とは、図2で示すように手関節最大屈曲自動関節可動域または最大伸展自動関節可動域を安静後に計測し、その値を基準値とし、各静止性収縮後との最大自動関節可動域の変化量を求めて(図3), 下記の式のように除し, 100を乗じて%表示した値と定義した(表1)。

自動関節可動域改善率 =

$$\frac{\{(運動後最大自動関節可動域 - 安静後最大自動関節可動域)\}}{(安静後最大自動関節可動域)} \times 100$$

- b) 積分値比の定義と計測法

橈側手根屈筋は、手関節屈曲 10°で、橈側手根伸筋は伸展 10°で、各々屈曲と伸展へ徒手抵抗し、最大随意収縮を3秒間3回計測し、積分筋電図値の一番大きな値を各々橈側手根屈筋と橈側手根伸筋の基準値とした。各条件でのピンチ後の手関節最大屈曲自動関節可動域角度を2秒以上保持させた(図2)。

積分値比は手関節屈筋と伸筋ごとに求め、静止性収縮が確認された最初の1秒間(自動関節可動域の変化が少なくなったことで判断する)の積分筋電図値の

各基準値に対する値を積分値比とし、下記の式で求めた値と定義した。

橈側手根屈筋積分値比 =

$$\frac{\{(橈側手根屈筋静止性収縮時積分筋電図値)\}}{(橈側手根屈筋の最大随意収縮時の積分筋電図値)}$$

橈側手根伸筋積分値比 =

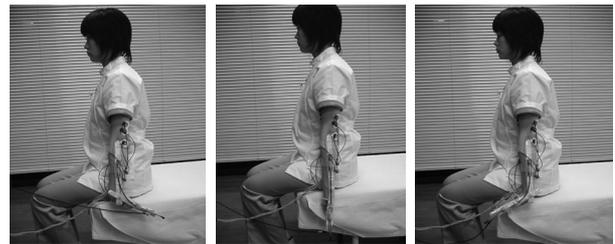
$$\frac{\{(橈側手根伸筋静止性収縮時積分筋電図値)\}}{(橈側手根伸筋の最大随意収縮時の積分筋電図値)}$$

橈側手根屈筋の筋電図値は、自動関節可動域の値が一定になり静止性収縮が確認された時点からの1秒間(1000 ms)の積分値を求めた(図3)。

自動関節可動域の値が一定になり静止性収縮が確認された時点からの1秒間(1000 ms)の橈側手根屈筋の積分筋電図値を求めた。

4. 実験手順

- 1) 4つの組み合わせ(2×2)を乱数表で決定し各被験者に施行した(軽負荷・非 PNF 肢位, 重負荷・非 PNF 肢位, 軽負荷・PNF 肢位, 重負荷・PNF 肢位)。



(a)手関節屈曲 (b)開始肢位 (c)手関節伸展

図2. 手関節自動関節可動域および筋電図計測肢位

肘関節伸展位, 前腕回内90°位で、手関節伸展または屈曲の制限角度までできるだけ動かし、その位置で静止するよう指示した。自動関節可動域の計測は、筋電図と同期させた歪みセンサーで手関節の最大屈曲自動関節可動域を計測した。

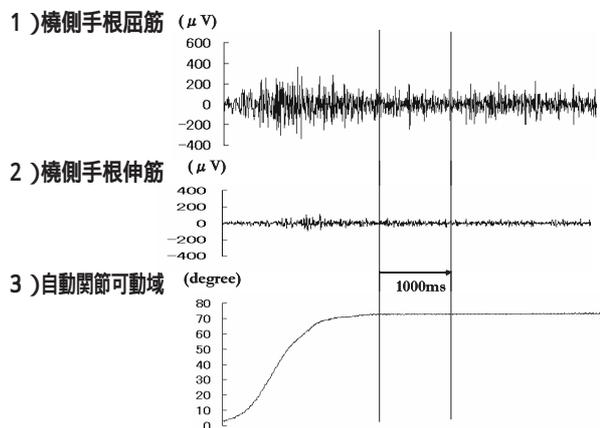


図3. 積分筋電図値と最大自動関節可動域の決定法

2) 計測肢と最大ピンチ力を計測

柔軟性の少ない手関節にアプローチするため、手関節屈曲他動関節可動域が小さい肢を計測肢とし最大ピンチ力を計測した。

3) 安静後の自動関節可動域の計測

10分間、座位にて、上肢筋群の強い収縮を伴う運動は行わなかった。その後、肩伸展0°、肘伸展0°、前腕回内位90°の肢位をとらせ、手指伸展位で手関節屈曲自動関節可動域と積分筋電図値を計測した。

4) 静止性収縮後の自動関節可動域計測

5秒間のピンチによる静止性収縮後に、3秒間リラクゼーションさせ、肩伸展0°、肘伸展0°、前腕回内位90°の肢位をとらせ、手指伸展位で積分筋電図値と最大自動関節可動域値を求めた。4つの組み合わせの静止性収縮の間隔は計測後1分間とした。

5) 筋電図値基準化のための最大積分筋電図値の計測

手関節屈曲群と伸展群とも、橈側手根屈筋と橈側手根伸筋の徒手による最大随意収縮時の筋電図値を、3回計測し最大値を基準値とした。

5. 統計処理

1) 再現性の検証のために、安静後に8回手関節を最大

に屈曲させた時の最大自動関節可動域と積分筋電図値の級内相関係数(Intraclass Correlation Coefficient)<sup>8)</sup>を求めた。

2) 非PNF肢位とPNF肢位および軽度の負荷と重度の負荷の4つの組み合わせで、手関節自動関節可動域改善率およびその時の各筋の積分値比に差があるか、個人と負荷量と上肢肢位を要因とした三元配置分散分析を行った。多重比較はTukey法にて行った。データの正規性または誤差の等分散性が疑わしい時は、データを対数変換し三元配置分散分析した。

3) 有意水準は5%未満とした。

結 果

1) 手関節屈曲自動関節可動域改善率の三元配置分散分析  
三元配置分散分析の結果(表2-1)、有意差は肢位と個人および負荷と肢位の交互作用が認められた。肢位ではPNF肢位が有意な改善を示したが、負荷との交互作用があるため多重比較した結果、重負荷・PNF肢位の改善率が重負荷・非PNF肢位の改善率より有意に大きかった(図4-1)。

表1. 手関節自動関節可動域改善率と拮抗筋および主動筋の積分値比の平均値±標準誤差

1) 負荷と肢位の各要因の平均値±標準誤差

	軽負荷	重負荷	PNF	非PNF
AROM改善率	3.75 ± 0.90	3.75 ± 1.31	5.02 ± 1.11	2.48 ± 1.06
拮抗筋の積分値比	0.158 ± 0.016	0.165 ± 0.025	0.155 ± 0.016	0.168 ± 0.025
主動筋の積分値比	0.693 ± 0.057	0.739 ± 0.055	0.726 ± 0.057	0.706 ± 0.056
主動筋の積分値比(対数変換値)	-18.34 ± 3.18	-15.10 ± 2.92	-16.09 ± 3.09	-17.34 ± 3.06

(自動関節可動域改善率の単位; %)

2) 負荷と肢位の各組み合わせの平均値±標準誤差

	軽負荷	重負荷	PNF	非PNF
AROM改善率	3.97 ± 1.36	3.54 ± 1.24	6.08 ± 1.75	1.42 ± 1.72
拮抗筋の積分値比	0.159 ± 0.023	0.157 ± 0.023	0.150 ± 0.024	0.179 ± 0.046
主動筋の積分値比	0.693 ± 0.086	0.692 ± 0.079	0.760 ± 0.077	0.719 ± 0.082
主動筋の積分値比(対数変換値)	-18.47 ± 4.79	-18.20 ± 4.46	-13.71 ± 4.03	-16.49 ± 4.41

(自動関節可動域改善率の単位; %)

3) 負荷と肢位の各組み合わせの正規性の検定

	軽負荷・PNF 正規性の検定	軽負荷・非PNF 正規性の検定	重負荷・PNF 正規性の検定	重負荷・非PNF 正規性の検定	パートレット検定 (等分散性)
AROM改善率	P=0.08	P=0.20	P=0.49	P=0.43	P=0.69
拮抗筋の積分値比	P=0.20	P=0.07	P=0.27	P=0.27	P=0.08
主動筋の積分値比	P=0.01	P=0.007	P=0.27	P=0.27	P=0.007
主動筋の積分値比(対数変換値)	P=0.57	P=0.20	P=0.20	P=0.20	P=0.97

2) 手関節屈曲時の橈側手根伸筋(拮抗筋)積分値比の三元配置分散分析

三元配置分散分析の結果(表2-2), 有意差は個人にのみ認められ, 図4-2で示すように負荷と肢位に有意差は認められなかった.

3) 手関節屈曲時の橈側手根屈筋(主動筋)積分値比の対数変換値の三元配置分散分析

三元配置分散分析の結果(表2-3), 有意差は個人と負荷に認められた. 肢位に有意差は認められなかったが, 図4-3で示すように多重比較の結果, 重負荷が軽負荷より有意に積分値比が小さかった.

4) 自動関節可動域改善率と積分値比の相関係数

自動関節可動域改善率と拮抗筋積分値比および自動関節可動域改善率と主動筋積分値比(対数変換値)の有意な相関はなかった.

表2. 自動関節可動域改善率と拮抗筋および主動筋の積分値比の三元配置分散分析

1) 自動関節可動域改善率

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F 値	P 値
個人	646.74	9	71.86	9.59	0.00*
負荷	0.001	1	0.001	0.0002	0.99
肢位	65.47	1	65.47	8.74	0.00*
負荷・肢位	44.12	1	44.12	5.89	0.02*
誤差変動	202.22	27	7.49		
全変動	958.55	39			

2) 拮抗筋積分値比

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F 値	P 値
個人	2.59	9	0.29	4.53	0.00*
負荷	0.22	1	0.22	3.50	0.07
肢位	0.0003	1	0.0003	0.00	0.95
誤差変動	1.78	28	0.06		
全変動	4.59	39			

3) 主動筋積分値比(対数変換値)

変動要因	偏差平方和	自由度	平均平方	F 値	P 値
個人	6345.10	9.00	705	17.91	0.00*
負荷	171.83	1.00	172	4.37	0.046*
肢位	0.64	1.00	1	0.02	0.90
誤差変動	1102.20	28.00	39		
全変動	7619.77	39.00			

(\*p < 0.05)

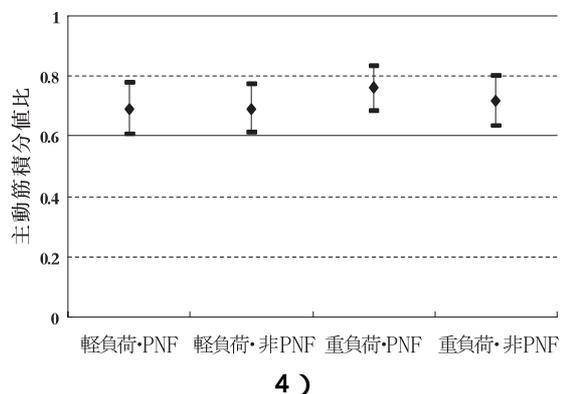
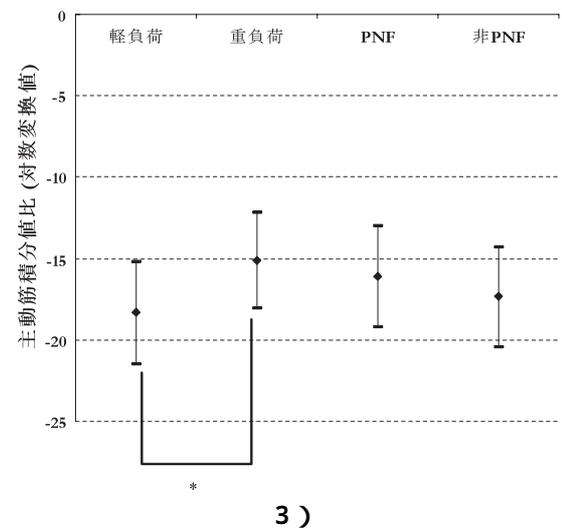
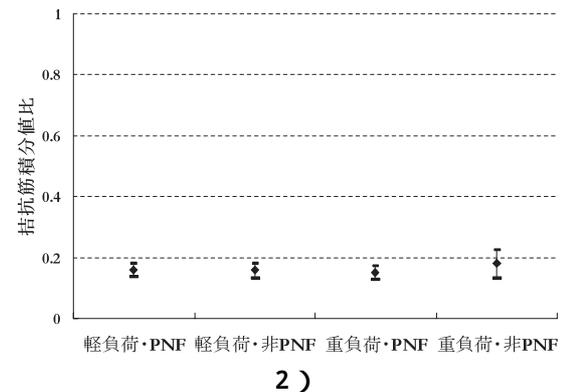
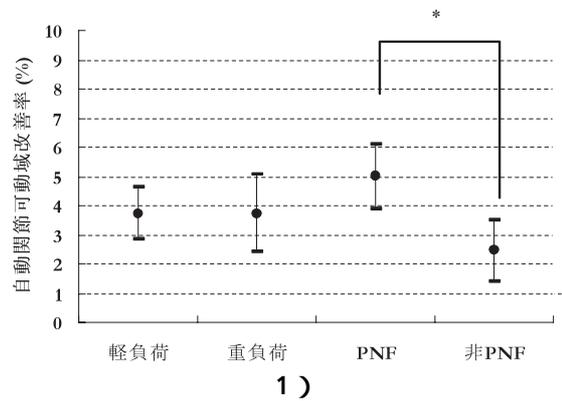


図4. 肢位と負荷の要因による比較(平均値 ± 標準誤差)

1) 自動関節可動域改善率, 2) 拮抗筋積分値比, 3) 主動筋積分値比(対数変換値), 4) 主動筋積分値比

- 5) 自動関節可動域と積分値の再現性(級内相関係数)
- a) 最大屈曲自動関節可動域の級内相関係数は  $r = 0.99$  で高い再現性が認められた。
  - b) 拮抗筋である橈側手根伸筋の積分筋電図値の級内相関係数は  $r = 0.83$  で高い再現性が認められた。
  - c) 主動筋である橈側手根屈筋の積分筋電図値の級内相関係数は  $r = 0.81$  で高い再現性が認められた。

表1-3より、主動筋は正規性の検定から正規性が全く認められなかった。分散分析のF検定では、誤差項の等分散性や正規性の仮定が厳密に成立しなくても、検定の結果はそれほど影響されないことが知られている(F分布の頑健性)が、正規性がなく誤差分散が一様でない(パートレット検定が有意)ので対数変換した。表1-3)に示すように、対数変換後の値は正規性と等分散性が有意でないで、対数変換後の値で分散分析を行った。

手関節屈曲自動関節可動域の改善率は、PNF 肢位が非 PNF 肢位より有意に高かった(表2-1)。しかし、PNF 肢位と重負荷の要因に交互作用があった(表2-1)ので多重比較した結果、PNF 肢位と重負荷の組み合わせによる静止性収縮後の自動関節可動域改善率が、重負荷・非 PNF 肢位の組み合わせによる静止性収縮後の改善率より有意に大きかった(図4-1)。静止性収縮時の上肢肢位と遠位の手指の負荷の相違により自動関節可動域の差異が生じ、PNF 肢位と重度の負荷の組み合わせによる静止性収縮が手関節自動関節可動域の改善に有効であった。

自動関節可動域計測時の拮抗筋の抑制を示唆する指標である拮抗筋積分値比は、有意差は認められなかった(図4-2、表2-2)。主動筋の促進では、屈曲時の橈側手根屈筋の対数変換値が、軽負荷と比較し重負荷で有意に大きな値を示した(図4-3)。

## 考 察

本研究で、静止性収縮時の上肢肢位と遠位の手指の負荷の相違により自動関節可動域の差異が生じ、PNF 肢位で重度の負荷の組み合わせによる静止性収縮が手関節自動関節可動域の改善に有効であった。

自動関節可動域計測時の拮抗筋の抑制を示唆する指標である拮抗筋積分値比に有意差は認められなかった(図4-2、表2-2)。主動筋の促進では、屈曲時の橈側手根屈筋の対数変換値が、軽負荷と比較して重負荷で有意に大きな値を示した(図4-3)、主動筋の促進傾向が示唆された。しかし、静止性収縮後の拮抗筋の抑制は示唆されず、主動筋の促進のみ有意な今回の結果により、静止性収縮後に自動関節可動域が改善された生理学的機序は、相反抑制ではなく別の生理学的機序である可能性が示唆された。

ピンチ時、手関節・肘関節・肩関節筋群は静止性収縮することにより各関節筋群が相互に反射的に関与し合い、異なった関節への群求心性線維の運動ニューロンの投射が生じる<sup>9)</sup>。Marchand-Pauvertら<sup>9)</sup>は、正中神経と尺骨神経に支配される手内筋群を、M波閾値以下の低閾値の刺激で誘発し、前腕の運動ニューロンのすべてで統計学的に有意な異名(受容器が異なる)単シナプス性の a 興奮が見いだされた(例:正中神経刺激による橈側手根伸筋、尺骨神経刺激による橈側手根屈筋、例外として尺骨神経刺激時の尺側手根伸筋)ことにより、手指と前腕筋群の密接な連結を示唆した。

これらのことから、今回見出された重負荷による静止性収縮後の自動関節可動域改善が説明できる。つまり、重負荷による静止性収縮後の方が、自動関節可動域計測時に安静時より主動筋である橈側手根屈筋の運動単位動員の増加(促進)が認められたことは(図4-3、表2-3)、収縮が強い方が運動ニューロンは促進されており、手関節屈曲自動関節可動域時に運動単位の動員が増加(促進)すると仮定することも可能である。

主動筋の促進では、屈曲時の橈側手根屈筋の対数変換値が、軽負荷と比較し重負荷で有意に大きな値を示した(図4-3)、主動筋の促進傾向が示唆された。静止性収縮後の拮抗筋の抑制は示唆されず、主動筋の促進のみ有意な今回の結果により、相反抑制ではなく別の生理学的機序である可能性が示唆された。

しかし、重負荷は自動関節可動域の改善にプラスにも働きマイナスにも働く可能性が示唆された。疲労時は筋活動が大きくなることより<sup>10)</sup>、主動筋の積分値が増加した理由のプラスの効果(強いピンチによる手内筋から前腕への反射的效果)<sup>9)</sup>とマイナスの効果(疲労)<sup>10)</sup>の可能性が考えられる。重負荷による生理学的な寄与がプラスに働いた時は、PNF・重負荷での静止性収縮後に自動関節可動域が改善されるが、重負荷による生理学的な寄与がマイナスに働いた時は(疲労等)非 PNF 肢位・重負荷での組み合わせで自動関節可動域改善度が低くなった可能性が考えられる。

PNF 肢位では、主動筋である橈側手根屈筋の運動単位の動員の増加(促進)は認められなかった(図4-3)。しかし、PNF 肢位と重負荷の組み合わせによる静止性収縮後の自動関節可動域改善率が一番大きく(図4-1)PNF 肢位が自動関節可動域改善に寄与していたが(表2-1)、PNF 肢位での筋電図積分値比と自動関節可動域の関連性は明らかにされなかった。PNF 肢位による手関節自動関節可動域の改善には筋電図で表出されない生理学的効果が寄与した可能性が高いと推測される。

PNF 肢位による生理学的効果として、上腕三頭筋筋電図反応時間の短縮<sup>11)</sup>とヒラメ筋 H 波の増大<sup>12)</sup>および脳波 a バンドの増強<sup>13)</sup>が報告されており、PNF 肢位は、

中枢覚醒を生じ覚醒レベルを高めることが推定されている。筋電図による運動単位の動員では把握できない上位中枢の変化が生じた可能性が示唆される。

また、PNF 肢位の要因では主動筋の促通が生じていないので（表2-3，図4-3），運動単位の動員でなくPNF 肢位での上肢の静止性収縮後に，こわばり（stiffness）<sup>14,15)</sup>の変化が生じ手関節自動関節可動域が改善された可能性がある。こわばりとは筋特有の弾力性のある特性（elasticity）と神経フィードバックシステムの両者により規定される特性で，こわばりは筋活動と神経フィードバック利得の調整により制御される<sup>15)</sup>。手関節屈筋群への伸張反射による反射性の刺激は手関節の粘弾性（elasticity）に与える影響が強かった<sup>14)</sup>。伸張反射ではないが，ピンチ時，手関節・肘関節・肩関節筋群は静止性収縮することにより各関節筋群が相互に反射的に関し合い，異なった関節への群求心性線維の運動ニューロンの投射が生じ<sup>9)</sup>筋の粘弾性の変化が生じた可能性も考えられる。

以上より，ピンチにより遠位の筋が収縮することにより手内筋からの前腕への異名 a興奮性投射により近位の関節である手関節屈筋群の促通と PNF 肢位による中枢覚醒の両者が相乗し，手関節自動関節可動域の改善につながった可能性が考えられる。

## ま と め

上肢の遠位の筋の収縮（ピンチ）を伴う上肢の静止性収縮で，手関節の自動関節可動域の改善が得られた。また，PNF 肢位と重負荷を組み合わせた静止性収縮後に，有意な自動関節可動域改善が生じた。しかし，筋電図と自動関節可動域の改善との関連性は明らかにできなかったが収縮が強い方が運動ニューロンは促通されており，静止性収縮後，手関節屈曲自動関節可動域時にも運動単位の動員が増加（促通）する仮説を立てた。また，PNF 肢位の要因では，静止性収縮後に手関節屈曲の主動筋の促通は認められなかったが，中枢覚醒による覚醒レベルが高まった可能性と筋の粘弾性の変化し手関節屈曲自動関節可動域が改善された可能性を検討した。

## 研究の限界と今後の課題

PNF 肢位は，一肢だけでも 8 通りの組み合わせパターンがあるが今回は一つのパターンでしか検証できなかった。今後の研究課題として他の PNF 肢位と PNF 肢位以外の肢位との検証を行なう必要がある。また，背臥位と座位では抗重力筋の収縮の強度が違うため効果に差が生じると予測されるが今後の課題とした。

今回，即時効果を検証したが，経時的効果の検証を今

後行い，治療効果の向上のために有効な静止性収縮の方法を模索したい。

## 文 献

1. Guissard, N., Duchateau, J. and Hainaut, K.: Muscle stretching and motoneuron excitability. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 58 : 47-52, 1988
2. Voss, D. E., Ionta, M. K. and Myers, B. J.: *Proprioceptive Neuromuscular Facilitation; Patterns and Techniques*. 3rd ed., p.298-311, Harper & Row, USA, 1985
3. Cyriax, J. and Russell, G.: *Textbook of Orthopedics Medicine*, vol. 2, 9th ed., p.40-52, Bailliere Tindall, London, 1977
4. Tanigawa, M. C.: Comparison of the hold relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Phys. Ther.*, 52 : 725-735, 1972
5. 新井光男, 柳澤 健: スポーツとファシリテーション - PNF とスポーツ. *理学療法ジャーナル*, 36: 579-587, 2002
6. Moore, M. A. and Kukulka, C. G.: Depression of Hoffmann reflexes following voluntary contraction and implications for proprioceptive neuromuscular facilitation therapy. *Phys. Ther.*, 71 : 324-329, 1991
7. Priori, A., Pesenti, A. and Cappellari, A. et al.: Postcontraction depression of reciprocal inhibition in human forearm muscles. *Muscle Nerve*, 23 : 1314-131, 2000
8. Almitage, P.: *Statistical methods in medical research*. Weily, p. 198. New York, 1971
9. Marchand-Pauvert, V., Nicolas, G. and Pierrot-Deseilligny, E.: Monosynaptic a projections from intrinsic hand muscles to forearm motoneurons in humans. *J. Physiol.*, 525 : 214-252, 2000
10. Rozzi, S. L., Lephart, S. M. and Gear, W. S. et al. : Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am. J. Sports Med.*, 27 : 312-319, 1999
11. Nakamura, R.: Postural dependence of reaction time in normal subjects and patients with focal brain lesions. *Appl. Neurophysiol.*, 39 : 324-325, 1976/1977
12. 柳澤 健, 中村隆一, 藤原孝之: 上肢PNF肢位のヒラメ筋 H波に及ぼす影響. *理学療法学*, 16 : 19-22, 1989
13. Hosokawa, T., Nakamura, R. and Kosaka, K. et al.: EEG activation induced by facilitating position. *Tohoku J. Exp. Med.*, 147 : 191-197, 1985
14. Lacquaniti, F., Licata, F. and Soechting, J. F.: The mechanical behavior of the human forearm in response to transient perturbations. *Biol. Cybern.*, 44 : 35-46, 1982
15. Osu, R. and Gomi, H.: Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and EMG signals. *J. Neurophysiol.*, 81 : 1458-1468, 1999

# Comparison of the effects of sustained contractions in different positions of the upper extremity and different degrees of resistance by pinch on the active range of motion

Mitsuo Arai<sup>1)</sup> and Hajime Shimizu<sup>2)</sup>

1) Health Sciences, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

2) Division of Occupational Therapy, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

Key words : 1 . ROM 2 . resistance 3 . PNF

This study aimed to compare the effects of sustained contractions in different positions of the upper extremity and different degrees of load on both the active range of motion (AROM) of wrist flexion and the surface electromyographic (EMG) activity of wrist agonist and antagonist for ten healthy subjects randomly selected. The positions of the upper extremity were the non-PNF position (shoulder flexion (90 °) and elbow extension with forearm pronation) and the PNF position (shoulder flexion-adduction-external rotation and elbow extension with supination). The target loads by fingertip force spanned a range from 30% to 40% of maximal voluntary contraction (light load) to 70% to 80% (heavy load). The improvement percentage of AROM after each sustained contraction was calculated in comparison with AROM before the contractions, and each integrated EMG (IEMG) ratio was normalized to the IEMG of each maximal voluntary contraction. The results of this study showed that the improvement of AROM by a sustained contraction combined with the PNF position and a heavy load was significantly larger ( $P < 0.05$ ) compared with the non-PNF position combined with a light load. The IEMG ratio of the agonist during heavy load was greater than for the light load, which may be explained by the observation that the facilitation of the agonist in the heavy load, but there was no facilitation of the agonist in the PNF position of the upper extremity. Because of the non-significant correlation coefficient between improvement of AROM and IEMG, there was no relation between AROM and facilitation of the agonist activity.