

■理学療法基礎系 8

105 等角速度運動における表面筋電図の離散 Wavelet 変換による解析

平田恭子¹⁾, 永瀬慎介¹⁾, 鶴崎俊哉²⁾

1) 長崎百合野病院リハビリテーション科, 2) 長崎大学医学部保健学科

key words 離散 Wavelet 変換・サイズの原理・表面筋電図

【はじめに】従来筋電図解析においては主に高速フーリエ変換 (FFT) による解析が行われていた。これまでの研究により、筋周波数解析を行くことで低周波数成分は type1 線維の筋活動を、高周波数成分は type2 線維の筋活動を反映しているとされている。また、筋活動ではサイズの原理が成り立つとされ、運動強度の増加に伴い type1 線維、type2 線維の順に動員されると報告されている。しかし FFT は解析される信号の定常性が求められるため、等尺性収縮による研究が行われてきた。近年 Wavelet 変換の導入により動的筋電図の周波数解析が可能となったが、Wavelet 変換で用いられる周波数は通常用いられている周波数と異なっているという問題がある。今回の研究ではサイズの原理の特性が Wavelet 変換により解析できるかについて、膝関節の等角速度運動時における大腿四頭筋の表面筋電図を導出し、検討した。

【対象】健康成人である 11 名 (平均年齢 22.8 ± 3.6 歳, 男性 5 名, 女性 6 名) を対象とした。

【方法】対象とする筋を内側広筋、大腿直筋、外側広筋とし、それぞれの筋の筋腹近位部 3 分の 1 に双極電極を約 2cm 間隔で貼付した。このとき皮膚抵抗が 100 オーム以下となるよう十分に前処理を行った。その後 Cybex を用いて角速度 150 degree/sec にて最大筋力時の筋トルクを測定し、画面上に筋トルクをリンクさせ視覚的

に確認しながら最大筋トルク時の 20% と 100% でそれぞれ 10 回膝関節屈伸を行い、サンプリング周波数 1kHz にて表面筋電図を導出した。また同様に十分に休息後角速度 60 degree/sec でも行い表面筋電図に導出した。そのデータより屈伸 5 回分を選択し Math Works 社製数値解析ソフトウェア MATLAB Ver.6.5 および Wavelet Toolbox を用い、マザーウェーブレットを Daubechies5 解析レベルを 7 とし離散 Wavelet 変換による解析を行った。

【結果および考察】(1) 角速度 150 degree/sec の際には、伸展開始からピークトルクまでは低周波数帯より筋活動が開始し徐々に高周波数帯が見られており、ピークトルク以降になると徐々に高周波数帯より活動が小さくなっていった。(2) 角速度 60 degree/sec の際には、伸展開始からピークトルクまでは低周波数帯から高周波数帯までの立ち上がりのずれが (1) よりも小さく、ピークトルク以降になると徐々に高周波数帯より活動が小さくなっていった。以上の結果より強い筋トルクを必要とする場合、必要としない場合とも運動開始に関してサイズの原理に順じるような知見を得た。よって、Wavelet 変換によって現れる周波数帯でも低周波数帯では type1 線維の活動を、高周波数帯では type2 線維の活動を反映しているのではないかと考える。

■骨・関節系理学療法 8

106 一側下肢への PNF が片脚立位時間に及ぼす影響

松田浩昭¹⁾

1) 新行橋病院リハビリテーション科

key words PNF・片脚立位時間・バランス能力

【目的】

臨床では痛みがあったり筋力の弱い体節へ直接的にアプローチすることはしばしば危険を伴う。そのため、PNF ではそのような体節とは別の体節からアプローチを行う間接的治療が用いられることがある。今回この間接的治療効果に着目し、なかでもバランス能力への効果を検討した。バランス能力の評価方法としては臨床で広く利用されている片脚立位時間を用い、軸足と反対側の下肢へ PNF の運動パターンを施行することによる片脚立位時間への影響について検討したので報告する。

【方法】

下肢に既往のない健康成人 39 名 (平均年齢 24.8 ± 4.8 歳、男性 17 名、女性 22 名) を対象として事前に実験協力に同意を得た。

対象者を無作為に PNF 施行群 (19 名) と対照群 (20 名) に分け、両群ともにまず利き足を軸足とした片脚立位時間を測定した。次に PNF 施行群には、背臥位で軸足と反対側の下肢に屈曲・内転・外旋パターンの PNF を施行した。運動の内容は、まず PNF の運動パターンを理解してもらうためにも、口頭で説明を加えながら下肢の屈曲・内転・外旋パターンの運動を 5 回行ってもらい、5 回目の運動の最終域で静止性収縮を 15 秒間行ってもらい、その後 30 秒間の休息をとってもらった。対照群には、PNF を施行せず背臥位で 1 分間の休息をとってもらった。次に両群ともに再び利き足を軸足とした片脚立位時間を測定した。対照群を設けて比較することで、学習効果による改善の影響をなくした。

統計解析は Mann-Whitney の U 検定を用い、有意水準は 5% に設定した。

【結果】

対照群と比較して、PNF 施行群では片脚立位時間の有意な延長がみとめられた。

【考察】

今回片脚立位時間が延長した理由として、PNF 運動開始肢位の効果が挙げられる。PNF 運動開始肢位の効果には、固有受容器を通して大脳皮質を非特異的に中枢覚醒させる、脊髄運動ニューロンの興奮性を増大させる、筋発生張力の増大、反応時間の短縮といった行動覚醒を生じる効果がある (Ken Yanagisawa, 2001)。これらの末梢のみならず中枢への効果や、反対側下肢への発散の効果により、PNF 実施側とは反対側が軸足の片脚立位にもかかわらず、片脚立位時間が延長したと考えられる。

また、PNF 施行群の中で改善率が低かった者については、PNF 施行中に「きつい」という訴えが多い傾向があったのも興味深く、これは抵抗量が強すぎて過度の疲労感をもたらし、中枢の覚醒レベルの低下を招いたためではないかと推測される。

【まとめ】

今回の研究では、一側下肢へ PNF 運動パターンを実施することによる片脚立位時間への即時的な効果を示唆されたが、今後の課題として、さらに信頼性のある評価指標の検討や、経時的な効果について、抵抗量や運動パターンによる効果の相違など、さらなる検討が望まれる。