

理学療法基礎系 24

753 表面筋電図を用いた運動単位活動電位分布の推定

西原 賢¹⁾, 河合 恒²⁾, 二見俊郎(MD)³⁾, 井上和久¹⁾, 田口孝行¹⁾, 久保田章仁¹⁾, 丸岡 弘¹⁾, 磯崎弘司¹⁾, 藤縄 理¹⁾
原 和彦¹⁾, 高柳清美¹⁾, 溝呂木忠¹⁾, 江原皓吉¹⁾, 細田多穂¹⁾, 熊井初穂⁴⁾

1) 埼玉県立大学, 2) 早稲田大学大学院人間科学研究科, 3) 北里大学大学院医療系研究科
4) 国立精神神経センター

key words 筋電図・EMG・筋線維伝導速度・MFCV・運動単位・motor unit action potential

【目的】

筋電図は検出するときに使われる電極の種類によって大きく針筋電図と表面筋電図に分けられる。針筋電図は局所の運動単位の活動電位を限定的に検出することが可能であるが観血的であるので理学療法には適さない。そこで、波形処理方法を工夫することで運動単位の活動電位の分布を推定する方法を模索した。

【方法】

筋の運動単位は筋線維のタイプなどにより筋線維伝導速度(MFCV)がばらついている。MFCV算出のために開発した正規化ピーク平均法(NPAT)を応用して運動単位活動電位の分布の推定を試みた。被験者の肘屈曲の最大等尺性肘屈曲運動の50%を持続的に行わせた。筋電図記録としては双極アレイ電極の5対を用いた。被験者1人あたり4つの双極表面電極筋電図を直接計算機のハードディスクに保存した。データ分析としては、各1分ずつ記録した筋電図データを5秒毎に区切って処理をした。NPATとして、基準平均パルスと比較平均パルスを算出してから次の2つの方法で算出した。

P法：基準平均パルスと比較平均パルスのピークによる遅延時間の算出

CC法：基準平均パルスと比較平均パルスの相互相関による遅延時間

なお、これらの算出方法の詳細については、昨年の本学会で報告した。

平均パルスの合成による運動単位活動電位の推定として、基準平均パルスを基にして比較平均パルスの合成を試みた。この際、比較平均パルスに含まれているパルスを2グループに分け、1グループがより遅延時間が大きい(伝導速度が遅い)と単純に仮定

した。両グループのパルスの割合を変化させながら比較平均パルスを合成した。そして、合成された比較平均パルスと基準平均パルスとの関係からP法とCC法のそれぞれの方法でMFCVを算出した。

統計処理として、NPAT値の比較やMFCVの変化の評価にはt-検定を用いた。

【結果】

P法とCC法は殆どの区間において有意な差が認められた。全ての処理法において1分間の持続運動により有意なMFCVの低下が認められた。平均パルスの合成では、グループ2の割合が増えることでCC法による遅延時間は大きくなったが、P法による遅延時間は変化しなかった。

【考察】

MFCVが運動の時間経過と共に有意に減少していることは筋疲労を評価する時において客観的な指標になれることが考えられた。P法で算出したMFCVはCC法で算出したMFCVより部分的に大きな値であった。全被験者を通じてMFCVの値が大きい方に運動単位が集中して分布していることが考えられた。P法とCC法を比較することでMFCV値の分布に偏りがあるかどうか推定できる。これは筋疾患において、筋疲労により比較的正常なMFCV値の低下を示す筋線維とMFCV値がかなり激しく低下する異常筋線維が入り混じった場合の筋線維を分離して推定できる可能性を示唆する。

【まとめ】

本法は、運動療法などと合わせて筋機能の評価を定期的に行い、治療効果を確かめられる一方法になる可能性がある。

理学療法基礎系 24

754 筋線維組成と表面筋電図周波数の関連

永瀬慎介¹⁾, 鶴崎俊哉²⁾, 平田恭子¹⁾, 濱本寿治¹⁾, 上野尚子³⁾, 林田真一郎²⁾, 志谷佳久²⁾, 梶木美絵²⁾, 西村仁美²⁾
安藤大輔²⁾, 松山 裕²⁾

1) 長崎百合野病院リハビリテーション室, 2) 長崎大学医学部保健学科学理学療法専攻, 3) 長崎北病院総合リハビリテーション部

key words 筋線維組成・表面筋電図・Wavelet変換

【目的】

Wavelet変換(以下WT)は非定常信号波形の時間-周波数解析法として用いることが可能である。WTを表面筋電図に用いることにより、筋線維タイプ別の筋活動評価が可能になると考えられている。これまでWTにより高い周波数帯域の筋活動はFast Twitch(以下FT)線維の活動を反映し、低い周波数帯域の筋活動はSlow Twitch(以下ST)線維の活動を反映していることを示唆してきた。今回すでに筋線維組成が報告されている筋の筋活動について、WTを用いて筋出力変化と周波数変化の関連を検討し知見を得たので報告する。

【方法】

対象は健康な成人男性7名、被験筋には利き側の上腕二頭筋(以下BB)・上腕三頭筋(以下TB)、軸足側の前脛骨筋(以下TA)・腓腹筋(以下Gas)・ひらめ筋(以下Sol)を選択した。測定肢位は背臥位とし、被験筋上の皮膚に十分な前処理を施した後、電極間距離2cmにてディスプレイ電極を貼付した。測定は肘関節屈曲・伸展・足関節背屈・底屈の各運動に対して等尺性収縮となるように徒手抵抗を加え、メトロノームを用いて運動開始から3秒かけて最大筋収縮となるように指示した。筋電図データはマルチテレメーターシステム(NIHON KOHDEN製)を用い、サンプリング周波数1kHzにてパーソナルコンピュータに取り込んだ。解析は採取したデータから筋収縮開始より3秒間を選択し、科学技術計算ソフト(MathWorks社製MATLAB6.5およびWavelet Tool Box)にて0.5秒分のデータずつ

Daubechies5、分解レベル5で離散Wavelet変換を施行した。得られたパラメーターは統計用ソフトウェア(SAS社製Stat View5.0)を用いて分散分析および多重比較を行った。

【結果】

時間別に各筋の活動する周波数帯域を比較したところ、2.0秒から2.5秒のデータに有意な差が多く見られた。またその間の筋活動電位は各筋ともにほぼ最大値を示していた。この中で周波数レベル別に筋活動を検討すると、高い周波数帯域を示すレベルではBB・TBの割合が低く、低い周波数帯域は割合が増す傾向となった。TA・Gasについてはいずれも高い周波数帯域では割合が高く、低い周波数帯域になるにつれて割合が減少する傾向であった。一方、Gasについては解析した中で最も低い周波数帯域での割合が他の筋よりも有意に高値を示していた。

【考察】

最大筋収縮時においてBB・TBとTA・Gas・Solでは異なる周波数状況を示したのはBB・TBはST線維の割合が46.4%・32.6%、TA・Solでは73.0%・87.7%という筋線維組成の違いによるものとする。GasにおいてST線維は48.9%とTA・Gasより低いのだが、これについては筋力や筋断面積を含めた比較検討していきたい。