B109 直立姿勢制御における下腿筋固有感覚の影響

Effect of proprioception from lower leg muscles in human erect posture

○安田勝一(芝浦工大) 加藤智久(芝浦工大) 山本紳一郎(芝浦工大)

Katuichi YASUDA, Shibaura Institute of Technology, Fukasaku307, Minuma-ku, Saitama-city

Tomohish KATO, Shibaura Institute of Technology

Shin-Ichiroh YAMAMOYO, Shibaura Institute of Technology

1.背景・目的

ヒトの立位姿勢時の外乱に対する補償動作は、主に足関節周りの筋群の活動動態によって調節される。従来の研究では、補償動作を誘導する感覚器の働きと下肢筋群の活動動態に焦点を当てて議論がなされてきた。例えば、Nashunerらは立位姿勢を保持している被検者の支持面を急激に回転もしくは並進方向に移動する刺激を用いることで外乱に対する補償動作を評価し報告している。彼らの研究では主に下腿三頭筋である内側腓腹筋(Medial Gastrocnemius:MGAS)、ヒラメ筋(Soleus:SOL)、前脛骨筋(Tibialis Anterior:TA)の特性が調査されており、各筋の活動動態と補償動作への働きかけの差異を報告している^[1]。しかしながら、これまで明らかにされてきた筋の特性は筋のアクチュエータとしての特性であり、アクチュエータ(筋)への入力信号の感知を担っているセンサ(筋紡錘)の特性は考慮されていない。

一方、Kavounoudiasらは感覚器へ振動刺激を印加することで感覚器-筋が姿勢動揺を誘導し、姿勢保持機能(補償動作)に感覚器-筋がどのように関与するかを議論している^[2]。

そこで本研究では下腿三頭筋に振動刺激を選択的に印加し、各筋-感覚器毎の働きと振動刺激によって誘導される補償動作の働きを関連付けて姿勢調節機能を評価することを目的に研究を行った。

2.方法

2.1 実験方法

被検者は、本実験に参加同意を得た健康成人男性9名(age: 20.8 ± 0.93 [year], height: 172 ± 4.8 [cm], weight: 71.0 ± 12.7 [kg])とした。姿勢動揺に対応する補償動作は下腿三頭筋(両下肢の腓腹筋(MGAS)、ヒラメ筋(SOL)、前脛骨筋(TA))の筋毎に振動刺激を印加することで誘導した。印加する振動刺激は、10[s]であった。

システム構成をFig1に示した。振動刺激によって誘導される補償動作は、三次元動作解析システム(Motion Analysis製、MAC3D)を用いて計測した。計測条件は、両下肢の腓腹筋(MGAS)、ヒラメ筋(SOL)、前脛骨筋(TA)の三つの刺激箇所、三つの刺激周波数を組み合わせて計測した。試行回数は刺激部位、振動周波数毎に5試行ずつ行った。振動刺激が印加される際、被検者は、閉眼で立位姿勢を保持し、できるだけリラックスし立位姿勢を保持するように指示した。本実験では姿勢保持する動作を足-股関節の2関節リンクに限定するため、両膝関節を副木で固定した。振動刺激の生成には、直動式振動子を用いた(Acouve Laboratory製、Vp616)を使用した。

2.3 データ処理

三次元動作解析装置によって取得される身体座標位置(中足骨・外踝・外側踝・大転子・上前腸骨棘・肩峰に取り付けた12個の反射マーカーより取得)は、200Hzのサンプリング後、デジタルフィルタ(遮断周波数2Hz)を用いて平滑化した

のち、矢状面方向における身体重心位置(Center of Mass:COM)を算出し評価した^[3]。

本実験で得られた求められた指標の条件間の有意差検定には分散分析を用い、 $P < 0.05$ の有意水準に設定した。

Fig1.Experiment System. The reflective marker was fit in the 12-body place of the subject, and the marker position was measured by using the three-dimensional operation analysis system (made of Motion Analysis, MAC3D).

3.結果

Fig2に各被検筋における振動印加10[s]間のマーカー位置情報から作成したリンクモデル変化の典型例を示した。またFig3に各被検筋におけるCOMの変化波形を示した。Fig2(i)よりMGAS、SOLに振動刺激を印加すると被検者の身体は後方へと傾倒しているのがわかる。COM変化波形をみると、振動印加間において後方へとCOMが移動している。一方、Fig2(iii)よりTAに振動刺激を印加すると被検者の身体は前方へと傾倒しているのがわかる。実際にCOM変化波形をみると振動印加間において前方へとCOMが移動している。

Fig4に各被検筋における周波数間の振動印加間のCOMの最大変化量を示した。被検筋毎の比較を行った。前方への応答量と後方への応答量を比較すると前方のほうが大きく応答しているのがわかる。また、MGASにおいて周波数の増大に伴ってCOM変化量は有意に減少した。しかしながら、SOL、TAに関しては周波数の増大に伴ったCOM変化量の変化はみられなかった。

4.考察

被検筋間において姿勢応答の方向はMGAS,SOLでは後方、

TA では前方と筋によって異なった。これは、筋の構造上の位置の違いによるものと考えられる。また、これらの振動刺激による姿勢変調の傾倒方向は Eklund や Kavounoudias の先行研究と一致した [4][2]。

COM の最大変化量において後方への応答量より前方への応答量のほうが大きく応答していることがわかった。これは足関節を回転中心とした一軸倒立振子モデルと仮定した時、その中心が支持基底面の中心より後部にあり、後方への最大の傾倒は前方への最大の傾倒より小さくなるためと思われる [5]。

周波数変化条件において、MGAS においてのみ応答量が周波数に依存した結果となった。これは筋紡錘数や、運動単位の違いなどから筋の感覚器としての感度がそれぞれ異なったためではないかと思われる。例えば MGAS・SOL 間において、二関節筋(MGAS)を調節する固有感覚器は、単関節筋(SOL)を調節する感覚器の調節動態に比べて感度が高いのではないかと示唆される。

今回の我々の実験により MGAS では周波数の増大に伴って振動刺激による応答量は減少し、SOL、TA では応答量は変化しないことがわかった。しかし、これらの結果は Hlavacka ら先行研究の結果と異なった [6]。本研究では TA への振動刺激による姿勢応答量は周波数に依存しなかったのに対し、Hlavacka らは 60-100[Hz]の振動周波数範囲において有意に増加したと報告している。また外側腓腹筋(Lateral Gastrocnemius :LGAS)では 40-60[Hz]の低い周波数において応答量は有意に増加し、80-100[Hz]では増加の傾向を示したと報告している。

本研究の結果と先行研究の結果での一番の差異は腓腹筋において周波数変化に対する応答量の変化が逆であったことである。これは、振動刺激装置自体が異なり印加している刺激が異なっていた可能性が示唆される。例えば、本研究では周波数の増加に伴って応答量が減少していることから、周波数の増加に伴って振動刺激の強度が減少していた可能性が示唆される。

本実験において下腿筋のセンサ(感覚器)に対して振動刺激を用いて刺激した結果、同様の刺激に対して筋(感覚器)特異の姿勢変調が得られることが示唆された。筆者らは今後さらに検討を進め、立位姿勢保持における外乱(振動刺激)に対する下腿筋群の機能的役割が定量的に明らかになれば、立位姿勢のバランス評価や転倒予防評価の一助になると考えている。

参考文献

- [1] Horak FB, Nashner LM: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol*, 1986; 55:1369-1381
- [2] Kavounoudias A: From Balance Regulation to Body Orientation: Two Goals for Muscle Proprioceptive Information Processing? *Exp Brain Res* 1999 ;124:80-88
- [3] Winter D.A: Biomechanics and motor control of human movement; WILEY, 2005
- [4] Eklund G: General features of vibration-induced effects on balance. *Ups J Med Sci*, 1972;77:112-124
- [5] Eklund G: Biomechanical analysis balance, *Med Biol Eng* 1970;23:333-337
- [6] Polonyova A, Hlavacka F: Human Postural Responses to Different Frequency Vibrations of Lower Leg Muscles, *Pfysiol. Res.* 2001;50:405-410

Fig2. The typical example of the link model shift made from the marker positions between vibration

Fig3. COM waveform calculated from marker position of one subject

Fig4. Average of amount of the maximum change of COM between vibration