原 著

取扱い重量と前屈姿勢による腰部負担評価の ための筋電位測定法

瀬 尾 明 彦*, 宇 土 博*, 吉 永 文 隆*

ELECTROMYOGRAM MEASURING METHOD FOR LOW BACK LOAD EVALUATION OF HANDLING WEIGHT AND FORWARD BENDING POSTURE

Akihiko SEO,* Hiroshi UDO* and Fumitaka YOSHINAGA*

In order to establish a measuring method of electromyogram (EMG) to evaluate the low back load by handling weight and forward bending angle. EMG at Th5-6, Th8-9, Th11-12, L1-2 and L3-4 were measured in ten male subjects. The handling weight was changed at 0, 10, 20 and 30 kg, and the forward bending angle was changed at 0, 30, 60 and 90 degree. The following results were obtained:

1) EMG increased according to the handling weight at all forward bending angles. The increasing rate of EMG at Th5-6 was larger than that at L1-2 or L3-4. Thus, EMG at higher position such as Th5-6 was found to be appropriate to evaluate handling weight-load.

2) The effect of forward bending angle was different by handling weight. EMG at L1-2 and L3-4 increased according to forward bending angle when the handling weight was 0 kg or 10 kg and when the forward bending angle was not greater than 60 degree. However, when the handling weight was 20 kg or 30 kg, EMG and forward bending angle did not show a simple proportional relationship. Thus, EMG at L1-2 or L3-4 could be used to evaluate posture load when the handling weight was light and the bending angle was not so large. However, it was difficult to use EMG to evaluate posture load when the forward bending angle was large or the handling weight was heavy.

Key words: electromyogram; weight; forward bending; posture; industrial health

1. は じ め に

表面筋電位 (以下, EMG) は, 比較的簡単に非侵襲的で連続的に測定できることから労働衛生の分野では腰部負担や上肢負担の評価に広く利用されている¹⁻⁷⁾. 最近ではテレメータや携帯型の装置で連続的に作業中のEMGを記録する方法も利用されている^{1,8-10)}.

従来よりEMGで腰部負担を評価するときには, EMGが高いと負担が大きいと単純に解釈されている. これはほぼ同じ内容の作業をEMGで比較するような場合にはよいが, 作業姿勢や取扱い物など内容の異なる作業の負

担を比較する場合は必ずしも適切でない可能性がある. たとえば姿勢については, 筋が収縮力を発揮できるのは, 関節が屈曲限界に達する前でしかも筋が伸展しきらない状態に限定されているため¹¹⁾, 強い前屈姿勢などでは屈曲による負荷に応じたEMGが得られない現象が報告されている¹²⁾. また取扱い物についても, 重い物を持つときと軽い物を持つときでは筋の使い方や姿勢の取り方に差があるため, 取扱い重量に対応したEMGの得られる場所が一定しない可能性もある.

このように, 異なる姿勢や内容の作業をEMGで評価する場合は, 取扱い重量や姿勢とEMGの関係を適切に検討したうえで評価基準を設定する必要がある. いままでも作業姿勢や重量負荷を変えてEMGを測定し腰部負担評価を試みた研究はいくつか行われているが¹³⁻¹⁶⁾, EMGの測定場所による差も考慮して取扱い重量と姿勢による腰部負担評価を行う方法については十分検討され

* 広島大学医学部公衆衛生学教室

平成4年5月11日受付

* Department of Public Health, Hiroshima University School of Medicine

Received for publication, May 11, 1992

ているとはいえない。そこで本研究では、腰背部の複数の場所での EMG が取扱い重量と前屈姿勢によりどのように変化するか測定し、取扱い重量と前屈姿勢による腰部負担評価に適した筋電位測定法について検討を試みた。

II. 方 法

1. 対象者

腰痛歴のない健康な男性 10 名を被験者とした。年齢は 19~29 歳 (平均値 23.7 歳, 標準偏差 3.7 歳), 身長は 166~183 cm (平均値 173.1 cm, 標準偏差 5.0 cm), 体重は 53~64 kg (平均値 57.3 kg, 標準偏差 4.2 kg), 背筋力は 78~158 kg (平均値 131 kg, 標準偏差 25.7 kg) である。一般成人と比較すると, 身長は標準であるが体重は少ない¹⁷⁾。これは, 肥満者だと姿勢によっては皮下脂肪の影響で電極と筋の相対的位置関係がずれて正確に測定できない可能性が予想されたため, 某企業の運動部に属する肥満でない被験者を採用したためである。ただし背筋力はほぼ標準的なので¹⁸⁾, 重量物取扱いに対する能力としては一般的な集団といえる。

2. 測定法

EMG は, Ag/AgCl 電極 (日本光電, Vitrode P-150) を用い双極誘導で測定した。電極は体の中線から右 2 cm で Th5-6・Th8-9・Th11-12・L1-2・L3-4 の位置の背中に固定した。双極誘導の 2 つの電極は, 3.5 cm の距離をおいて筋線維に平行な方向に固定した。

Fig. 1 に EMG 測定系の構成を示す。EMG は, 増幅後に両波整流してローパスフィルタ (カットオフ周波数 6.4 Hz の一次フィルタ) で平滑化した後, 8 ビット A-D コンバータを介してパーソナルコンピュータに保存する (データの取り込み間隔は 0.03 秒)。筋電位の波形処理法には, 数秒の時間間隔での積分値を求める方法¹⁹⁾, ローパスフィルタで平滑化する方法⁵⁻⁷⁾, 閾値以上の筋電位の出る時間を測定する方法⁸⁾ などがある。今回は, 持ち上げ動作で筋電位が安定するのを確認しながら測定する必要があったため, リアルタイムに筋電位のトレンドをモニターしやすいローパスフィルタで平滑化する方法を採用した。

測定の手順としては, Fig. 1 に示すように被験者が手を添えると規定の前傾角になる台の上におもりを置いて, 合図とともににおもりを台からわずかに両手で持ち上げて保持させ, その間の EMG を記録することとした。取扱い重量を与えるおもりは 0 kg・10 kg・20 kg・30 kg の 4 種類, 前傾角は上体と鉛直線とのなす角で 0 度・30 度・60 度・90 度の 4 種類とし, 一人の被験者につい

Fig. 1. Block diagram of EMG measuring system and process of wave form modification. 'A' values of amplifiers indicate gains of amplifiers calculated from following equation;

$$A = \frac{(\text{output voltage of amplifier})}{(\text{input voltage of amplifier})}$$

て計 16 種類の試行をランダムに行った。おもりの保持時間は, 長いと疲労の影響で EMG が上昇し¹⁹⁾, 短いと保持直後の体動の影響で EMG が不安定になる。そこで予備実験による検討から, 保持時間は 5 秒とし, 最後の 2 秒の平均値を EMG の測定値とすることにした。おもりを持たせる姿勢については, 上体が湾曲して弓なりになると電極間距離が変化して EMG にその影響がでるので, できるだけ湾曲しないようにさせた。なお被験者には, この測定は前屈姿勢で重量物を取り扱うため腰部捻挫の危険があること, 測定中に異常を感じた場合は被験者の判断で自由に中断できることなどについて事前に説明し, かつ測定当日に再度説明して参加への同意を確認したうえで測定を実施した。

3. 解析方法

EMG の絶対値は被験者や測定部位により大きな差があるため, 被験者間の比較には最大筋力発揮時の EMG に対する値である MVC% 値が利用されることが多い^{19,20)}。しかしこの方法で標準化されるのは最大負荷に対する最大筋電位の差であり, 実際の実験負荷に対する電位変化の差やベースラインの筋電位の差までは標準化されていない。そこで今回は, 次の式で求められる標準化した EMG (以下, sEMG) を利用することとした。

$$sEMG = \frac{EMG - EMG \text{ 平均値}}{EMG \text{ 標準偏差}}$$

EMG 平均値: 被験者別部位別の EMG 平均値

EMG 標準偏差: 被験者別部位別の EMG 標準偏差

被験者別部位別の EMG 平均値と標準偏差は, 今回の実験では取扱い重量と前傾角の組合わせでそれぞれ 16 個のデータから計算される。この sEMG を用いて, 取扱い重量や前傾角の影響を検討することとした。取扱い重量や前傾角による差は, 一元配置法による分散分析で検討した。

Fig. 2. sEMG of handling weight at each forward bending angle. * and ** are results of one-way analysis of variance among handling weight (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$). Standard deviations (SD) of each handling weight at each forward bending angle are summarized into minimum (min.), median and maximum (max.) SD. sEMG are standardized EMG values calculated from following equation;

$$sEMG = \frac{(EMG \text{ value}) - (\text{mean EMG value of each subject})}{(\text{standard deviation of EMG of each subject})}.$$

For detailed explanation about sEMG, see text.

III. 結 果

Fig. 2 に部位別・前傾角別の取扱い重量による sEMG の変化を示す。いずれの部位・前傾角においても、ほぼ取扱い重量に応じて sEMG が高くなる傾向を示している。一元配置法による分散分析でもすべての部位のすべての前傾角で有意差が認められた。取扱い重量による

sEMG の増加傾向を前傾角間で比較すると、Th5-6 と Th8-9 では前傾角による差が明らかではないのに対し、Th11-12・L1-2・L3-4 では、前傾角 30 度が sEMG の増加傾向が最も大きく、前傾角 90 度では増加傾向がやや小さくなっている。

Fig. 3 に部位別・取扱い重量別の前傾角による sEMG の変化を示す。前傾角による sEMG の変化は部位と取

Fig. 3. sEMG at forward bending angle for each handling weight. (—), * and ** are results of one-way analysis of variance among forward bending angles ((—) $p > 0.05$, * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$). Standard deviations (SD) at each forward bending angle for each handling weight are summarized into minimum (min.), median and maximum (max.) SD. sEMG: see text and legend of Fig. 2.

扱い重量によって異なる傾向を示している。Th5-6では前傾角に応じたsEMGの上昇は30kgを除き明らかではないが、Th8-9では取扱い重量によらず前傾角に応じてゆるやかにsEMGが増加する傾向を示している。Th11-12・L1-2・L3-4では、取扱い重量が0kgあるいは10kgと軽い場合は前傾角に応じてsEMGが増加する傾向があるが、取扱い重量が20kgあるいは30kgと重い場合は前傾角30度で最も高いsEMGとなり60度や90度では低下している。一元配置法による分散分

析でも有意差が認められたのは、Th8-9の0kgと30kg、L1-2の0kg、L3-4の0kgと20kgのみであった。

IV. 考 察

EMGは作業負荷を筋の活動度で捕えるという点からすると負荷と測定値との関係が明確であり、測定も簡単な点から利用しやすい検査法である。しかしその半面、一点での表面電極で捕えられるのは1つの筋のきわめて

限定された領域なので、四肢の関節のように動きが比較的単純でその関節運動を主に支配する筋がほぼ限られている場合を除くと、必ずしも負荷に応じた測定値が得られるとは限らない。腰部負担評価を EMG で行う場合は、関与する関節や筋が多く、しかも屈曲の自由度も大きいので一点の EMG 測定で腰部負担全体を捕えるのはかなり困難と思われる。今回の実験結果によっても取扱い重量による EMG の変化と前傾角による EMG の変化は、部位によって異なった傾向を示すことが確認された。

まず取扱い重量による EMG の変化は、部位によらずほぼ直線的になっていた。ただし L1-2 や L3-4 では前傾角が大きい場合に EMG の変化が小さめに出るので、前傾角による差がほとんどない Th5-6 のほうが取扱い重量による負担評価のためにはより適している。Th5-6 の位置には僧帽筋下部や大菱形筋もあるので、必ずしも脊柱起立筋群のみの活動レベルに限定した測定値は得られない。もっとも僧帽筋や大菱形筋は上肢での重量物取扱い時にも作用する筋なので、重量物取扱い量に応じた測定値が得られればよいとすれば問題はないと思われる。

これに対し前傾角による EMG の変化は、部位と取扱い重量によって異なっていた。取扱い重量が軽い場合は L1-2 や L3-4 の位置で前傾角に応じて増加する EMG が得られるが、20 kg あるいは 30 kg と重くなると 0 度から 30 度にかけては増加傾向を示すものの 60 度や 90 度では減少してしまう。前傾角が 90 度のときは取扱い重量が 0 kg の場合でも 60 度の EMG に対し増加傾向を示していない。したがって前屈姿勢による負荷を EMG で評価するには L1-2 あるいは L3-4 の位置で EMG を測定すればよいが、取扱い重量が重い場合や前傾角が大きい場合は負荷に応じた値が得られないので注意が必要となる。

以上のように、重量による負荷については EMG で比較的捕えやすいといえるが、姿勢による負荷については測定部位を選んでも条件によっては適切な値が得られなくなるので、評価の際には十分に注意する必要がある。

上体の前傾角が大きい場合に腰背部の EMG が小さくなる現象を Floyd らは、*flexion-relaxation* と呼んだ¹²⁾。彼らによるとこの現象は、筋の伸展に伴う筋収縮力の低下¹¹⁾によるのではなく、腰椎間の靱帯による受動的な張力で筋力が補われることによるのではないかとしている¹²⁾。今回の研究で認められた取扱い重量が重いほど EMG の負荷に対する変化が得られにくくなるという現

象も、体幹の湾曲が引き起こした *flexion-relaxation* のためではないかと思われる。すなわち、体幹の湾曲は腰椎の下部で生じやすいことから²¹⁾、L1-2 や L3-4 など脊椎の下位の位置では屈曲角がさらに大きくなり、*flexion-relaxation* が早期に生じたのではないかと考えられる。別な理由としては、体幹が湾曲すると、重量のかかる肩と支点となる腰部との間の距離が減少し、上体と取扱い物によるモーメントが小さくなることも考えられる。

なお、今回の研究では前屈姿勢のみについて測定したが、実際の作業では膝の屈曲を伴う中腰姿勢も多い。前屈姿勢に比べると中腰姿勢は負担が軽いと一般にいわれているが、上体の前傾角が大きくなったり、取扱い物を体近くに持てない場合には、前屈より負担が大きくなることもある²²⁾。また同じ中腰姿勢でも、一連動作にどう組み込まれるかで大きな差が生じる²³⁾。このような中腰作業の評価にも EMG は利用できると思われるが、前屈の場合と同様な制限があることが予想される。たとえば、上体の前傾角が大きい場合や中腰のまましゃがみ込んだ場合には、腰椎下部での屈曲が強くなるために前屈の場合と同様な *flexion-relaxation* が生ずる可能性がある。また骨盤を後方に回旋して腰椎を後湾させるような中腰姿勢の場合にも、腰椎下部の前屈角が大きくなり *flexion-relaxation* が生ずるとともに、腹部臓器などによる受動的な保持力も加わるため²⁴⁾、腰背部の EMG は小さくなると思われる。なお、前屈姿勢は長時間保持可能なため静的作業姿勢として観察されることが多いが、中腰姿勢は大腿や下腿への負担が大きいことから¹⁸⁾動的作業姿勢として現われることが多い。したがって、中腰姿勢についてより現実的な EMG 評価法を検討するには、今回行ったような保持姿勢ではなく、動的姿勢での研究が理想と思われる。

V. ま と め

取扱い重量と前屈姿勢による腰部負担を適切に評価できる筋電位測定法について検討する目的で、10 名の男性被験者に対し取扱い重量と前傾角を変えながら腰背部の複数点の表面筋電位を測定し、次の結果を得た。

取扱い重量による表面筋電位の変化は測定部位によらずほぼ直線的であった。特に前傾角による影響が少ない点からすると、Th5-6 の位置での測定が重量物取扱い作業の負担評価にはより適していることが確認された。

前傾角による表面筋電位は部位と取扱い重量によって異なっていた。取扱い重量 0 kg あるいは 10 kg と軽い場合は L1-2 や L3-4 の位置で前傾角に応じて増加する

表面筋電位が得られるが、20 kg あるいは 30 kg と重い場合は前傾角が 60 度や 90 度と大きいと表面筋電位の負荷に応じた変化が得られなかった。したがって前屈姿勢による負荷の EMG による評価は、取扱い重量が軽く前傾も特に強くない場合に限って有効であることが確認された。

なお本論文の要旨は、第 35 回腰痛研究会 (1992 年, 東京) で発表した。

文 献

- 1) 大西徳明, 渡辺明彦, 進藤弘基, 多賀谷幸子, 小木和孝, 斉藤むら子. 重量物取扱い作業者の腰部負担に関する実証的研究. 労働科学 1985; 61: 59-82.
- 2) 横森 求, 樋口健治, 中川武夫, 松本忠雄, 山田信也. 直進走行中のオートバイのライダーの腕の緊張. 産業医学 1989; 31: 421-428.
- 3) 三澤哲夫, 重田定義. VDT 作業における作業負担に関する実験的研究 (第 2 編) 入力方式の相違による影響. 産業医学 1986; 28: 462-469.
- 4) 宇土 博, 谷田秀則, 吉永文隆. 書字作業時の握圧軽減のための適正なボールペンの把持径に関する筋電図学的研究. 労働科学 1990; 66: 24-34.
- 5) Lannersten L, Harms-Ringdahl K. Neck and shoulder muscle activity during work with different cash register systems. *Ergonomics* 1990; 33: 49-65.
- 6) McGill SM, Norman RW, Sharratt MT. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics* 1990; 33: 147-160.
- 7) Moore A, Wells R, Ranney D. Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential. *Ergonomics* 1991; 34: 1433-1453.
- 8) 徳永力雄, 請田修一. 携帯型筋電モニター計の開発と試用経験. 産業医学 1988; 30: 774.
- 9) 大西徳明, 三宅康彦, 三木 肇, 福田 均. タバコ幹刈収穫作業の作業負担に関する人間工学的研究. 労働科学 1988; 64: 533-543.
- 10) 大西徳明. 簡易筋電図モニターの試作. 産業医学 1988; 30: 618.
- 11) 真島英信. 生理学. 東京: 文光堂, 1986: 49-75.
- 12) Floyd WF, Silver PHS. The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol* 1955; 129: 184-203.
- 13) 岡田守彦. 姿勢保持における筋負担. 姿勢シンポジウム論文集. 1971: 25-36.
- 14) 森岡三生, 丸堀璃子. 腰曲げ作業における急性局所疲労の発現に関する実験的研究. 第 2 回姿勢シンポジウム論文集. 1977: 173-180.
- 15) 重田定義, 三澤哲夫, 相川浩幸, 近藤敦子. 介護作業の生体とくに腰部に及ぼす負担の実験的研究. 産業医学 1979; 21: 164-170.
- 16) 大西徳明, 進藤弘基, 渡辺明彦, 酒井一博, 斉藤むら子. 姿勢別にみた引き上げ筋力の評価. 産業医学 1984; 26: 713.
- 17) 厚生省保健医療局健康増進栄養課. 平成 3 年版国民栄養の現状 (平成元年国民栄養調査成績). 東京: 第一出版, 1991: 119.
- 18) 東京都立大学身体適性学研究室. 日本人の体力標準値 第 3 版. 東京: 不昧堂出版, 1980: 120-123.
- 19) 小木和孝, 袴田 忠. 筋疲労時の表面筋電図の周波数分析. 労働科学 1962; 38: 519-528.
- 20) 遠藤敏夫. 連続測定法. 産業衛生学会・産業疲労研究会編. 産業疲労ハンドブック. 東京: 労働基準調査会, 1988: 175-190.
- 21) 大井淑雄, 須永 明. 腰椎の運動学と機能解剖学. 医学のあゆみ 1988; 147: 1009-1012.
- 22) Chaffin DB. Biomechanics of manual materials handling and low-back pain. In: Zenz C, ed. *Occupational medicine: principles and practical applications*. St. Louis: Year Book Medical Publishers, 1988: 257-273.
- 23) Leskinen TPJ, Stalhammar HR, Kuorinka IAA. A dynamic analysis of spineal compression with different lifting techniques. *Ergonomics* 1983; 26: 595-604.
- 24) Corlett EN, Eklund JAE. How does a backrest work? *Appl Ergon* 1984; 15: 111-114.

著者への通信先: 瀬尾明彦, 〒734 広島市南区霞 1-2-3 広島大学医学部公衆衛生学教室 *Reprint requests to* Department of Public Health, Hiroshima University School of Medicine, 1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima, 734 Japan. (A. Seo)