四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学紀要　第44号（2007年 3 月）

# 携帯型筋電モニター計の背腰部筋出力の解析への応用

奥 野 暢 通

（平成18年12月 6 日受理　最終原稿平成19年 1 月 9 日受理）

## Ⅰ．はじめに

労働形態が多様化する中で、不自然な作業姿勢や重量物の取り扱い、反復動作などを伴う筋負担の大きい作業や職種が増加し、腰痛や頸肩腕障害の予防と作業の改善が益々重要となっている[1)]。そのためには、筋骨格系の作業負担を適切に評価する必要があり、いろいろな方法が用いられている[2~4)]。中でも表面筋電図（以下EMGと略す）を利用した評価法は、筋電図積分値[5)]、RMS（root mean square）値[6)]、APDF（amplitude probability distribution function）[7)]、振幅測定[8)]、周波数解析[9~11)]、ゼロクロス数解析[12)]、EMGスティック・ダイアグラム[13)]、筋力筋電図[14)]、など多くの方法がすでに確立され広く利用されている。これらの方法は、熟練した研究者が精緻な解析を行なうのに適しているが、一般の技術者が現場などで迅速簡便に、あるいは長時間にわたって測定する場合には必ずしも適していない。

著者らは、長時間の筋活動を簡便かつ半定量的に測定することを目的にEMGモニター計を試作し腰部などの筋負担の解析への応用を試み報告した[15)]。すなわち、筋活動の指標として、これまでの筋電波形処理とは異なり、一定レベル以上の振幅を示す筋放電時間を計測する携帯型筋電モニター計を製作し、保育・介護作業現場での使用の可能性を検討した。本研究では、本器の機械特性を明らかにし、次いで、本器の測定値と発揮された筋力との対応関係を分析して、本器による測定値の意義と特徴および適用の限界を検討した。さらに、腰痛の発症率が高い保育作業や介護作業を想定した模擬的な姿勢・動作を取り上げてその腰部における筋負担の解析への本器の適用を試みた。

## Ⅱ．方法

### １．携帯型筋電モニター計の開発ならびに機械的特性の検討

（1）携帯型筋電モニター計の概要

携帯型筋電モニター計（portable EMG monitor、以下、PEMMと略す）は、Fig.1[15)] に示すように増幅・記憶器と記憶量示表器（充電器内蔵）から構成されている。それぞれについての規格の詳細は、Table 1 に示すとおりである。

測定原理は、Fig.2[15)] の増幅・記憶器のブロックダイアグラムに表示した。すなわち、入力



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



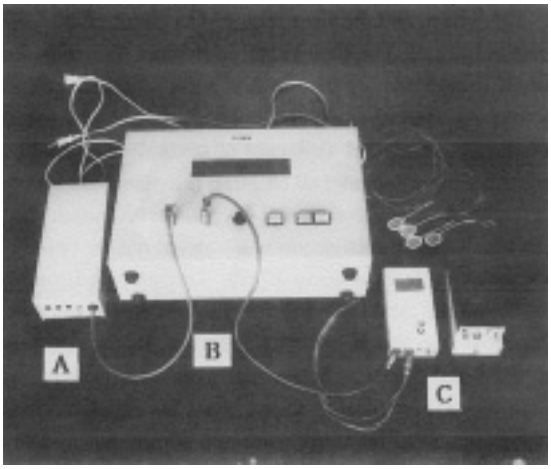



Fig.**1** A portable EMG monitoring apparatus (PEMM). A: Charger, B: Indication part, C: AMP-memory part attachable to subjects. Okuno et al[15]

された筋電波形は増幅器により**2**度増幅されたのち、絶対値回路ですべて正の電位に反転される。次いで、スライサーで設定されたレベル以下の電位は**0**とされレベル以上の電位のみがA／D変換される。一方、パルスユニット（MPU）では予め**10**kHzのパルスが発振されており、このパルスとスライス後の電位を照合し、電位が**0**でなかったパルス数が単位時間ごとにメモリー（RAM）に順次記憶される。増幅率は、被験者や被験筋による振幅の差を考慮して**3**段階（**200**μV、**500**μV、**1**mVを**1**Vに増幅）に調節できるようにした。さらに、スライスレベルも、測定環境によるノイズや評価しようとする筋電波形の大きさに対応するため**3**段階（**1**Vの設定感度の**10**%、**20**%、**30**%）に調節可能とした。これらの増幅率とスライスレベルの組合せにより、原波形に換算したスライスレベルは**20**μVから**300**μVの範囲で**8**段階の選択ができた。

また、単位記憶時間は**1**分（分モード）と**1**秒（秒モード）の**2**種類とした。すなわち、長時間の調査に使用する場合には分モードにより**9**時間以上の連続記録を、また、秒モードを用

Table **1** Structure and mechanical characteristics of a portable EMG monitor（PEMM）



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

Fig.2　Block diagram of AMP－memory part of REMM. Okuno et al[15]

いることにより通常の筋電図との比較や、20分以下の短時間におけるより精密な分析ができるようにした。さらに、増幅部直後に波形モニター用端子を設け、オシログラフ等を用いて入力波形や増幅の状況、測定環境によるartifactsの混入等の確認ができるようにした。また、記憶部の記憶状態を確認するためのカウントモニターランプを設置した。

（2）機械特性の検討

増幅・記憶器の機械特性は、周波数カウンター（SOAR FC－845）、低周波発信機（MARUKOH FG－20）、マルチメーター（KEITHLEY 175）、オシロスコープ（KENWOOD CS－1570）を用いて50、100、200、500、1000μVの電圧のそれぞれについて10、30、50、100、300、500、1000、2000Hzの正弦波を発生させ、PEMM増幅・記憶器に入力し、その出力値を検討した。

## 2．筋活動と筋電モニター計出力値の関係の分析

（1）被験者

健常な成人男性4名（21～22歳）を被験者とした。被験者には、予め実験の目的、方法、ならびに実験に伴う苦痛や健康影響の可能性などを口頭で説明して同意を得た。Table 2 に被験者の身体特性ならびに静的な躯幹の最大伸展力を示した。

Table 2　Physical characteristics of the subjects and maximum trunk isometric force

| subjects (men) | height (cm) | weight (kg) | age (yr) | maximum isometric force (kg) |
|---|---|---|---|---|
| A | 173 | 65 | 22 | 40.1 |
| B | 176 | 63 | 21 | 46.1 |
| C | 170 | 58 | 21 | 35.6 |
| D | 175 | 72 | 22 | 51.0 |



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



（2）筋電図の記録

被験筋は脊柱起立筋（右側、L4）とし、ディスポーサブル電極（medicotest a/s Type N－50－E）を用い双極皮膚表面誘導法でOkamoto[16] の手法により電極間抵抗を 5 kΩ以下とした同一電極より 3 組誘導した。そのうちの 2 組を異なったスライスレベルを設定したPEMMの 2 つのチャンネルに入力するとともに、残りの 1 組は比較のため通常の筋電計（日本電気三栄 1253A　時定数：0.003s）に接続した。PEMMの出力端子データーと筋電計からの波形はデーターレコーダー（TEAC XR－310）を用いて磁気テープに記録した。PEMMのスライスレベルは20、50、100、150、200、300μVを用いた。

（3）実験動作

1）静的躯幹伸展筋力と携帯型筋電モニター計出力値の測定

Fig. 3 に示すように、被験者を伏臥位にし、足首部、大腿部、腰部はベルトで、肩部は鉄製ポールとチェーンで動かない様に固定した。チェーン中間部にロードセル（新興通信工業 58962）をつけ、歪増幅器（三栄測器　1236）に接続して、被験者が静的に上体を反らしたときの力を測定した。まず、被験者が最大努力で上体を反らしたときの最大外部筋出力（maximum output muscle force、以下、MOMFと略す）を測定し、その後、オシロスコープ（KENWOOD CS－2075）の表示を目安に最大努力の90、75、50、30、15、10、5 %の 7 段階の負荷（%MOMF）となる力を発揮させた。そのとき発揮された力は、PEMM出力端子データーおよび筋電計からの波形と共にデーターレコーダーに記録した。分析にはそれぞれの試行の中から安定して一定の力が発揮されている部分（ 3 秒から10秒）を抽出して用いた。

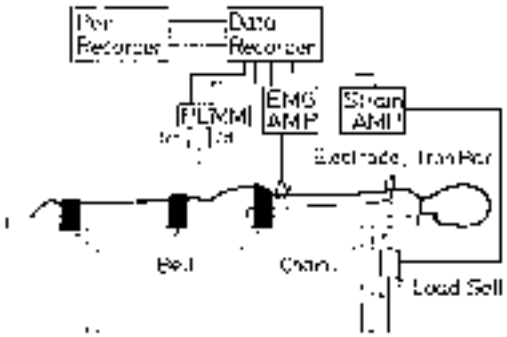



Fig.3　Experimental setup in isometric trunk extension.

2）模擬的姿勢・動作による筋活動の測定

保育・介護作業に多くみられる姿勢ならびに躯幹の運動から代表的な動作としてTable 4 に示す模擬的な姿勢・動作を行なわせた。姿勢・動作は、静的なもの 9 種類と動的なもの 5 種類の計14種類とし、静的なものは25秒間持続させ、動的なものはメトロノームを用い 5 秒に 1 回のリズムで 5 回行なわせた。分析にはそれぞれ連続した20秒を用いた。

## III．結果

### 1．筋電モニター計の機械的特性

（1）増幅・記憶器増幅部の周波数特性と携帯型筋電モニター計出力値との関係

Fig.4 に増幅・記憶器の増幅部の周波数特性を示した。45Hzから3.2kHzの範囲においてゲイ



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



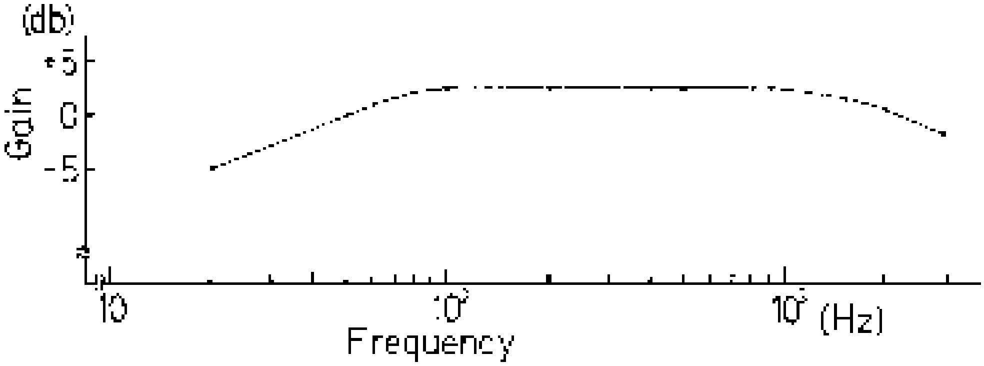



Fig.**4**　Frequency response of AMP.

ンの変動は**0**±**3**dbを示し、特に**100**Hzから **1** kHzの範囲では一定であった。

Table **3** は、**200** μV、**500** μV、**1** mVの **3** 段階の感度においてスライスレベルを感度の**10**%に設定して、**50**、**100**、**200**、**500**、**1000** μVの電圧の正弦波を周波数**10**Hzから **2** kHzの範囲でPEMMに入力した際のPEMM出力値（**1** 秒値）をそれぞれのスライスレベルについて示したものである。いずれのスライスレベルにおいてもスライスレベル以上の電圧の正弦波の入力がなされた場合の出力値は、**10**Hzから**100**Hzにかけて増大し、**100**Hzから **1** kHzにかけて一定し、**2**kHzでは**500**、**1000** μVを除いては減少する傾向を示した。

Table **3**　PEMM count by input voltage and frequency

| INPUT VOLTAGE(μV) | SLICE LEVEL(μV) | FREQUENCY(Hz) 10 | 20 | 50 | 100 | 200 | 500 | 1000 | 2000 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 20 | 20582 | 4412 | 5047 | 5464 | 7086 | 7151 | 7145 | 6323 |
| 50 | 50 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 100 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 20 | 6505 | 7456 | 7902 | 8268 | 6540 | 6576 | 6567 | 6320 |
| 100 | 50 | 408 | 1563 | 4281 | 5547 | 6176 | 6136 | 6128 | 5551 |
| | 100 | 0 | 5 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| | 20 | 8521 | 8737 | [illegible] | 9154 | 9254 | 9255 | 9249 | 9671 |
| 200 | 50 | 5748 | 8825 | 7475 | 7842 | 8145 | 8056 | 8141 | 7934 |
| | 100 | 0 | 8124 | 4311 | 5674 | 6454 | 6532 | 6400 | 5026 |
| 500 | 50 | 8522 | 9731 | 8931 | 9154 | 9256 | 9250 | 9406 | 9653 |
| | 100 | 7271 | 7734 | [illegible] | 8254 | [illegible] | [illegible] | 6524 | 5516 |
| 1000 | 100 | 8568 | [illegible] | 3940 | 9134 | 9235 | 9251 | 9341 | [illegible] |

* MEAN count per second



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



（2）正弦波を入力した際の携帯型筋電モニター計出力値と理論値との関係

Fig. 5 にスライスレベルに対する入力波高の倍率とPEMM出力値との関係を周波数300Hzの場合について示した。図中の実線は、PEMMに正弦波を入力した際の理論値で、次式より得た。

$$y=\{90-\arcsin(1/n)\}/90\times10^{4}$$

y：PEMM出力値
n：スライスレベルに対する入力波形の倍率（input voltage／slice level）

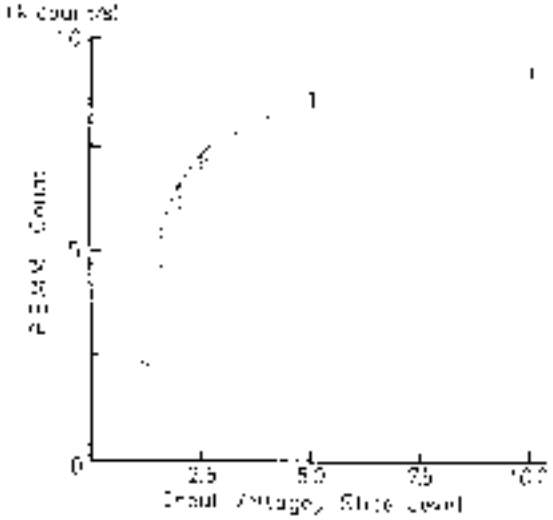


Fig.5 Relationship between PEMM count and the 7 ratio of input voltage to slice level at 300Hz.

入力波高がスライスレベルの1.3倍の時にPEMMカウントは2.2kカウント／sを示し、1.7倍では 5 kカウント／s、2 倍では6.3kカウント／sとなり急激な増大を示した。その後、5 倍（8.5kカウント／s）までゆるやかに増加し、その後の増大はさらにゆるやかで10倍において9.3kカウント／sを示した。また、これらの出力値は、いずれも理論値とほぼ近似していた。

## 2．筋活動と筋電モニター計出力値との関係

（1）静的躯幹伸展筋力と携帯型筋電モニター計出力値との関係

静的な躯幹の伸展力（最大値に対する比率：%MOMF）とスライスレベル別のPEMM出力値との関係を被験者AについてFig. 6 に示した。同一負荷においてはスライスレベルの小さい場合に大きなPEMM出力値が得られた。

50 μVのスライスレベルでは 7 %

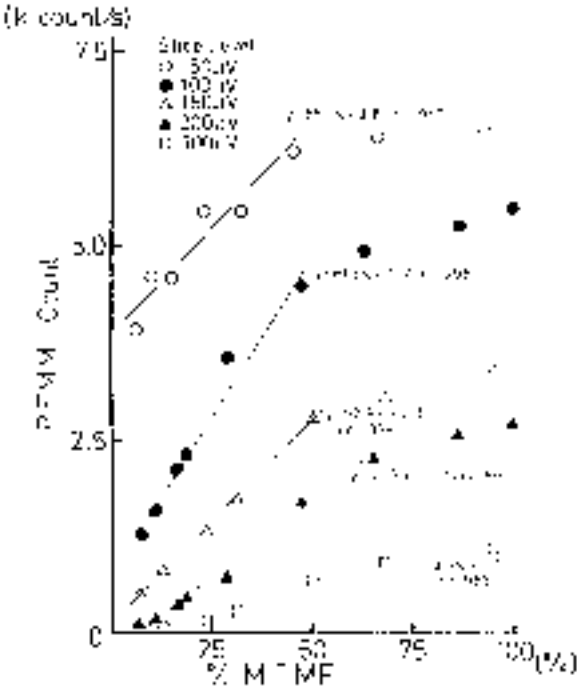


Fig.6 Relationship between PEMM count at each slice level and % maximum output muscle force in isometric trunk extension of subject A.



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



MOMFにおいて**4**kカウント／sの出力がみられ、**50**%MOMFまで急激に増大して**6**kカウント／sに達し、その後の増大は僅かで最大値は**6.5**kカウント／sであった。このようにPEMM出力値は**45**～**50**%MOMFを境に二相性の増加傾向を示した。同様の二相性の変化はスライスレベル**100**、**150**、**200**μVにおいてよりはっきりと認められた。しかし、スライスレベルが大きくなるにしたがって、直線性が強くなる傾向が認められ、**300**μVのスライスレベルでは一相性の直線的増加傾向を示した。

被験者BおよびCも、被験者Aと同様に低いスライスレベルにおいては二相性の増加傾向を示し、スライスレベル**50**μV時の最大PEMM出力値はそれぞれ**7.6**k、**6.6**kカウント／sであった。また、スライスレベル**100**μV時の最大PEMM出力値は**5.4**k、**3.9**kカウント／sで、いずれも**6**kカウント／s以下であった。そして、スライスレベルが高くなるにしたがって被験者Aと同様に一相性の直線的増加傾向を示した。

Fig. **7**は%MOMFとスライスレベル別のPEMM出力値との関係を被験者Dについて示したものである。被験者Dは他の被験者と異なり、いずれのスライスレベルにおいても出力値が小さかった。そして、スライスレベル**50**、**100**μVにおける増加傾向も一相性で、他の被験者におけるより高いスライスレベルの場合と同様の結果を示した。スライスレベル**50**μVでの最大PEMM出力値は**5.5**kカウント／sであった。**150**μV以上のスライスレベルにおいてはほとんど出力は認められなかった。これは、被験者Dの筋放電が小さいことと関係していると考えられたので、**20**μVのスライスレベルで検討した。**20**μVのスライスレベルでは被験者Aの**50**～**200**μVのスライスレベルと同様に二相性の増加傾向を示し、最大値は**8**kカウント／sであった。

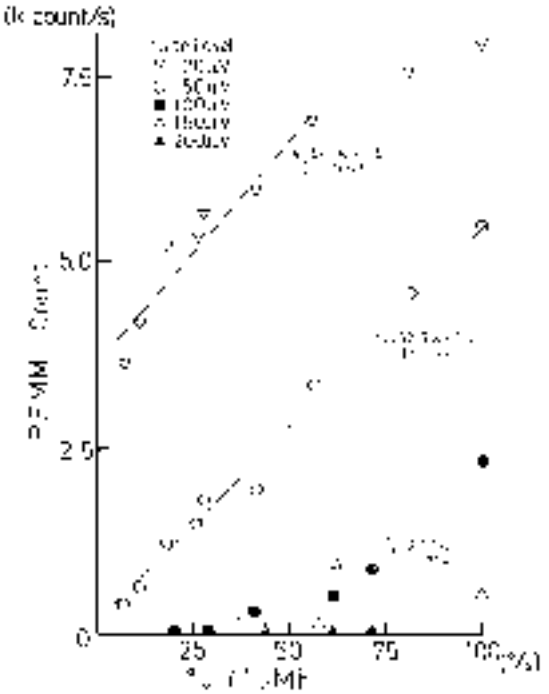



Fig.**7**　Relationship between PEMM count at each slice level and % maximum output muscle force in isometric trunk extension of subject D.

（**2**）模擬的姿勢・動作における携帯型筋電モニター計出力値

被験者AおよびDが保育・介護作業にみられる姿勢・動作を模擬的に行なった際のスライスレベル別PEMM出力値（**20**秒値）をTable **4**に示した。

被験者Aについてみると、いずれのスライスレベルにおいても両ヒザ立ちで**10**kgの重量物を

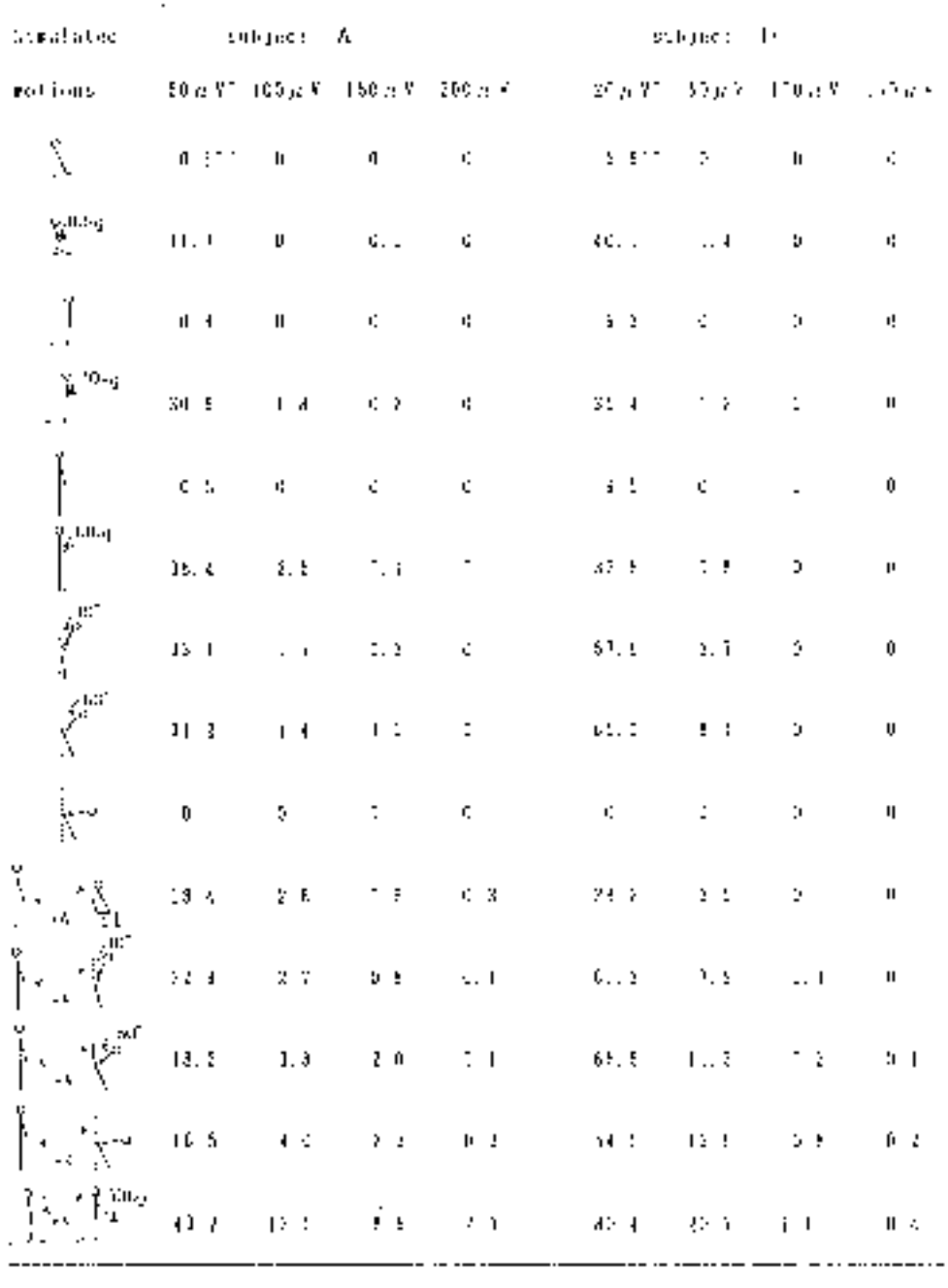


四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



Table **4** PEMM count at each slice level in simulated motion



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



床と50cmの高さの間を上下に移動させる動作が最も高いPEMM値を示し、筋負担が最も大きいことが推測された。スライスレベル別にみると、スライスレベル50μVにおいては、30°前傾立位、60°前傾立位、直立で10kgの重量物を胸の前で保持する、両ヒザ立ちで10kgの負荷を胸の前で保持する等の静的な姿勢が、直立と30°前傾の繰り返し、直立と60°前傾の繰り返し、直立と90°前傾の繰り返し、イス座と直立の繰り返し等の動的な動作よりやや大きなPEMM出力値を示した。一方、スライスレベル100μVではこの関係は逆転し、動的な動作が静的な姿勢より高値を示した。さらに、スライスレベル150μVおよび200μVにおいては、両ヒザ立ちで10kgの重量物を床と50cmの高さの間を上下に移動させる動的な動作が他の模擬的姿勢・動作に比して著しく高値を示した。また、スライスレベル300μVにおいてはいずれの運動においてもPEMM出力値は認められなかった。同様の結果が被験者BおよびCにおいても認められた。

被験者Dについてみると、スライスレベル20μVにおいて被験者Aのスライスレベル50μVでの結果と同様の傾向を示し、スライスレベル50μVにおいては被験者Aのスライスレベル100μVのときと同様の傾向を示した。

## Ⅳ．考察

現場調査において筋活動の評価を簡易に行なうためのモニター計（ＰＥMM）を製作し、その機械特性を明らかにするとともに、ＰＥMM出力値と発揮された筋力、ならびに模擬的姿勢・動作との関係を検討し、保育・介護作業等における腰部筋負担の評価への適用を試みた。その結果、使用時の測定条件を工夫することにより、いろいろな筋活動量の評価に利用できることが判明した。

筋活動の評価のための筋電図解析には、筋電積分法[5~7]をはじめ多くの方法があり、特に作業現場において使用する目的で、小型ないしは、携帯型の測定器も開発されている[17]。これらの機器は、筋放電波形を計量的に処理・記憶して表示あるいは出力するものであるが、PEMMはこれらとは異なって、筋放電時間を測定することにより、実際の作業における筋活動を長時間記録して評価する目的で開発した。そのため、PEMM出力値は従来のEMG積分値等とは原理的に異なった単位の計量値となり、直ちに他のEMG分析値と相互に比較することは疑問があるので、機械特性や筋出力等との関係を検討した。

本器の周波数特性は45Hz～3.2kHzにおいて±3dbの範囲にあり、この特性は処理部ではなく増幅部の特性によるものであった。10～100Hzの筋電中心周波数帯での増幅率が若干低いが、20Hzにおいて－5dbであることから現場調査での使用には耐えられるものであると考えられる。次に、本器のカウント特性は、Fig. 5 に示したようにスライスレベルの 1 ～ 2 倍において急増し、5 倍以降の変化は僅かである性質を示した。このことは、本器使用の際のスライスレベル設定に注意し、評価したい作業強度を事前に推測しておく必要のあることを示している。

静的な筋力発揮とPEMM出力値との関係は、被験者Aの50、100、150、200μVならびに、被



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



験者Dの20μVのスライスレベルにおいて、発揮された力に対する出力値の増加傾向が二相性を示した。これは、前述のスライスレベルの2倍近くまでの筋電波はPEMMカウントを急激に増大させるという本器の特性に由来するものと考えられる。また、これらのスライスレベルにおける最大出力値は8k～2.5kカウント／sの範囲にあり、いずれの被験者においても6kカウント／s以上の最大出力値を示した場合には全てこのような二相性の増加傾向であった。また、直線的な増加傾向を示した高いスライスレベルにおいては、筋電波の振幅に対するスライスレベルの比率が2倍前後の急激に増大する部分のみであるためと考えられる。このような場合の最大出力値は5.5kカウント／sを越えることはなく、特に最大出力値が2.5kカウント／s以下の場合には全ての被験者において直線的な増加を示した。

保育・介護作業を想定した模擬的な姿勢・動作におけるPEMM出力値（Table 4）は、被験者によりスライスレベルが異なるものの、特定のスライスレベルにおいて妥当と思われる値を示した。すなわち、被験者AではスライスレベルS0μV、被験者Dでは20μVにおいて姿勢や動作の差異を反映したと推測される値が出力され、正座・ヒザ立ち・直立・30°～90°の前屈姿勢ではOkadaの報告[18]とほぼ整合した値を示した。

これらの結果を総合すると、本器の利用法としては、最大PEMM出力値を目安に、最大出力値が6kカウント／sを越えるようにスライスレベルを設定することにより主として放電は小さくとも持続的な筋活動量の評価が、また、6kカウント／sを越えないようにスライスレベルを設定することにより電位の大きい動的な動作を主とする筋放電量の評価ができると考えられる。また、さらに大きなスライスレベルを設定することによって、より強い動作のみを評価することができた。また、被験者Dのように振幅の小さい者についてもスライスレベルを変化させることで対応が可能であった。実際の作業現場においては、作業前に種々のスライスレベルで被験筋の最大努力時のPEMM値（1秒値）を測定し、小さい筋活動から評価したい時には6kカウント／s以上を示すスライスレベルを設定し、大きい筋活動のみを評価したい時には6kカウント／s以下の値を示すスライスレベルを設定して使用することが有効と考えられた。また、被験筋を一部位のみとする場合には、2チャンネルのうちの一方を小さいスライスレベルに、一方を大きいスライスレベルに設定して使用することも可能である。また、さらに実験室ならびに現場において、より有効な条件設定や使用法について検討を重ねることも必要と考えられる。

## Ⅴ．まとめ

作業現場における筋負担を簡便にかつ長時間にわたって半定量的に測定するために、増幅・記憶器と記憶量表示器の2部からなる携帯型筋電モニター計（portable EMG monitor，PEMM）を製作した[15]。本器は増幅・記憶器は単位時間における一定レベル以上の放電時間を計測し、秒モードで少なくとも20分、分モードで9時間の記録を可能とした。本研究では、本器の機械的特性、静的躯幹伸展筋力とPEMM出力値との関係を検討するとともに、保育・介護作業を想



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



定した模擬的姿勢・動作を用いて、背腰部の筋負担の解析への応用を試み、以下の結果を得た。

1．PEMMのゲインの変動は45Hz～3.2kHzの周波数帯において0±3dbであった。

2．正弦波を入力した際のPEMM出力値は理論値とほぼ一致しており、出力値は入力電圧とスライスレベルの比が1と2の間にある条件下では指数的に急激に増加し、この比が2から5の間にあるときは緩やかに増加した。

3．静的な筋労作による筋出力とPEMM出力値との関係を検討した結果、低いスライスレベルでは%MOMFが増加するにつれてPEMM出力値は50%MOMF付近を境にして二相性に増加し、最大出力値は常に6kカウント／s以上を示した。高いスライスレベルでは直線的に増加し、最大出力値は常に6kカウント／s以下を示した。特定のスライスレベルにおけるPEMM出力値の増加傾向には筋放電の振幅の違いにより個人差が認められた。

4．保育・介護作業を想定した模擬的姿勢・動作の解析では、低いスライスレベル（20、50μV）では静的ならびに動的な姿勢・動作がほぼ同程度のPEMM出力値を示したが、高いスライスレベル（100μV）では動的な動作のみにおいて出力が認められた。

5．PEMMの実際上の利用法としては、最大出力値を目安に、6kカウント／sを越えるようにスライスレベルを設定することにより放電は小さくとも持続的な筋活動を評価でき、6kカウント／sを越えないようにスライスレベルを設定することにより、主として電位の大きい動的な筋活動を、また、さらに高いスライスレベルを設定することによって、より強い筋活動のみを評価することができると考えられた。個人差に対してはスライスレベルを変化させることによって対応できることが判明した。

**謝辞**

本研究は、関西医科大学名誉教授徳永力雄先生のご指導のもとに行われた。ここに深く感謝の意を表します。

**文献**

1）青山英康、井谷徹．腰痛症．三浦豊彦、池田正之、小山内博ほか編．現代労働衛生ハンドブック．川崎：労働科学研究所出版部、**1988**:**964**-**978**.

2）窪田悟．行動記録分析．三浦豊彦、池田正之、小山内博ほか編．現代労働衛生ハンドブック．川崎：労働科学研究所出版部、**1988**:**1144**-**1146**.

3）大西徳明．上肢作業の筋負担．三浦豊彦、池田正之、小山内博ほか編．現代労働衛生ハンドブック．川崎：労働科学研究所出版部、**1988**:**1146**-**1154**.

4）Nishiyama K. Sato K. Kondo Y. Nakaseko M. Hosokawa M and Tokunaga R. Work and work load of nursery teachers in institutions for mentally and physically handicapped children. Ars hig rada toksikol,. **1979**;**30** Suppl.:**1235**-**1242**.

5）Bigland B and Lippold O C J. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. J Physiol, **1954**;**123**:**214**-**224**.



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/

四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/



**6**）Rames A. Rauhala E and Hanninen O. Fully rectified, integrated, band（FRIB-）EMG analysis in quantifying muscle activity. Development of a new field equipment. Acta Physiol Scand, **1984**;**537** Suppl.:**65**-**70**.

**7**）Jonsson B. Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. J Human Ergol, **1982**;**11**:**73**-**88**.

**8**）高野研一、吉野賢治、長坂明彦．作業従事者の生体信号解析システムの開発とその適用性評価．労働科学、**1989**;**65**:**284**-**295**.

**9**）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**.

**10**）Winkel J, Bendix T. A method for electromyographic analysis of muscular contraction frequencies. Eur J Appl Physiol, **1984**;**53**:**112**-**117**.

**11**）Petrofsky J S, Glaser R M, Phillips C A et al. Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. Ergonomics, **1982**;**25**:**213**-**223**.

**12**）Hägg G. Electromyographic fatigue analysis based on the number of zero crossing. Pflugers Arch, **1981**;**391**:**78**-**80**.

**13**）Tanii K and Masuda T. A study by EMG stick diagrams of the muscular activities in the trunk flexion and extension movement. Ergonomics, **1985**;**28**:**895**-**904**.

**14**）紺野義雄．筋力筋電図に関する研究（**1**）装置、測定法、測定例について．産業医学、**1976**;**18**:**383**-**390**.

**15**）Okuno M, Ukita S, Nakaseko M and Tokunaga R. Work and Workload of Nursing Personnel in a Nursery School and Two Institutions for Handicapped Children. Industrial Health, **1997**;**35**:**202**-**211**.

**16**）Okamoto T, Tsutsumi H, Goto Y. A simple procedure to attenuate artifacts in surface electrode recording by painlessly lowering skin impedance. Electromyogr Clin Neurophysiol, **1987**;**27**:**173**-**176**.

**17**）大西徳明．バイオフィードバックを利用した拘束姿勢の筋負担の軽減法．ME化とVDT労働、労働科学叢書、**76**．川崎：労働科学研究所、**1986**:**81**-**87**.

**18**）Okada M. An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human posture. J Human Ergol, **1972**;**1**:**75**-**93**.



四天王寺国際仏教大学 図書館
http://www.shitennoji.ac.jp/ibu/toshokan/