

伏臥位姿勢から体幹を反らす, いわゆる「背筋トレーニング」における筋電図学的考察

津山 薫*・松田竜太郎**・清田 寛**・荒尾章三**
大和 眞***・黄 仁官***・堀居 昭***

(平成 8 年 10 月 18 日受付, 平成 9 年 1 月 23 日受理)

Comparison of Three Kinds of Back Extension Exercises by Using Electromyogram

Kaoru TSUYAMA, Ryutaro MATSUDA, Hiroshi KIYOTA, Shouzo ARAO,
Makoto YAMATO, Inkwan HWANG and Akira HORII

The purpose of this study was to compare with the muscle activities of back muscles among three kinds of back extension exercises (TYPE 1, TYPE 2, TYPE 3) by using electromyogram (EMG). The EMG was recorded from *M. erector spinae* at the 1-2 lumbar vertebra region (L_1-L_2), *M. erector spinae* at the 4-5 lumbar vertebra region (L_4-L_5), *M. rectus abdominus* (R. A.), *M. rectus femoris* (R. F.), *M. gluteus maximus* (G. M.) and *M. biceps femoris* (B. F.). EMG was analyzed by using the value of integrated EMG (iEMG).

The following results were obtained.

- 1) The value of iEMG on L_1-L_2 was the highest of all muscles at a free load in the TYPE 1. In the TYPE 3, the value of iEMG on L_4-L_5 tended to be higher than on L_1-L_2 .
- 2) In both the TYPE 1 and the TYPE 2, the value of iEMG at 15% load was significantly higher than on the free load on L_1-L_2 ($p < 0.05$). In the TYPE 3, the value of iEMG at the free load was significantly lower than at 10% load, 15% load and 20% load ($p < 0.05$).
- 3) There was significantly linear relationship between the relative load and the relative iEMG (against the value at the free load) on L_1-L_2 in both the TYPE 1 and the TYPE 3 ($p < 0.05$).
- 4) It was shown that there was significantly linear relationship between the relative load and the relative iEMG on L_4-L_5 in the TYPE 3 ($p < 0.05$).

It was suggested that the TYPE 1 would be the appropriate exercise for the ordinary people, who were not athletes, among three kinds of back extension exercises. Because the rate of increase for the value of iEMG was higher than in TYPE 2, in addition, the value of iEMG at the free load was the lowest. Therefore, when the ordinary people will try to do the three kinds of back extension exercises, it was suggested that the TYPE 1 would be better than other back extension exercises.

1. 緒 言

最近, 子どもの体力低下, 特に, 背筋力や持久力の低下が著しいとの報告がなされている^{3, 6, 8, 13, 14}。たとえば, 10 歳から 29 歳の学童, 生徒, および青少年を対象とした「体力診断テスト」の成績が「体力, 運動能力調査報告書」として文部省体育局から発表されているが, これによれば, 1960 年代後半から 1970 年代にわたって各年齢の背筋力が逐年的に低下傾向を示している^{8, 12, 14}。背筋力が低下した原因は全身で大きな力を出

すことが少なくなったからであり, そのために脊柱を支える筋肉や腹筋, 殿部, 下肢筋, さらに胸部の筋肉の弱화가始まったという指摘もある¹⁰。

高沢ら²³⁾は, 最近の各種スポーツ選手におけるスポーツ障害の実態を調査し, 若い選手における腰痛症増加の原因として腹筋や背筋群の筋力低下を指摘している。

また, さまざまな筋力トレーニングが競技能力の向上のためばかりではなく腰痛の予防対策や発育期における青少年の背筋力の強化のためにおこなわれてきてい

* 体育研究所, ** 発育発達研究室, *** 運動処方研究室

Table 1. Physical characteristics of subjects

| Subject | Age (years) | Body height (cm) | Body weight (kg) | Strength of trunk extension backward (kg) |
|---------|-------------|------------------|------------------|---|
| M. K. | 25 | 168.0 | 61.0 | 31.0 |
| Y. K. | 23 | 171.0 | 68.0 | 55.0 |
| Y. K. | 21 | 181.0 | 70.0 | 20.0 |
| T. Y. | 21 | 173.0 | 75.0 | 36.0 |
| Mean | 22.5 | 173.3 | 68.5 | 35.5 |
| S.D. | 1.9 | 5.6 | 5.8 | 14.6 |

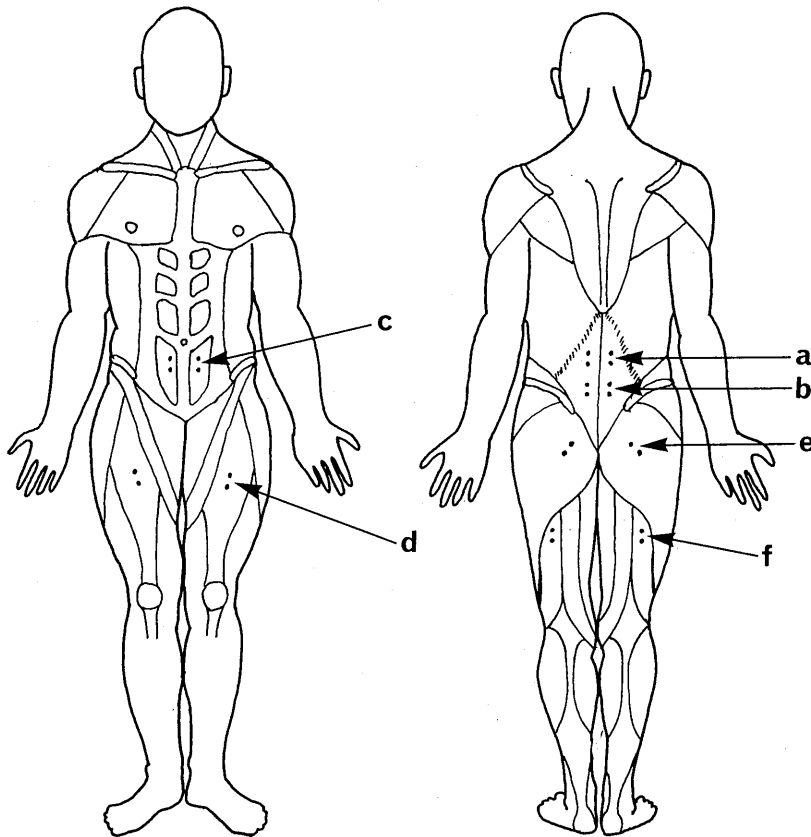


Fig. 1. Position of electrodes on muscles.

る 11, 15~22, 25)。

宮崎ら¹¹⁾は上体反らしにおいて、両手を腰の後ろで組んだ場合と頭の後ろで組んだ場合とを筋電図学的に比較検討し、両手を腰の後ろで組むよりも頭の後ろで組んだ方が腰部への力学的ストレスが小さいことを示唆している。

浅見ら¹²⁾は腕立て伏臥、上体おこしおよび上体反らしにおける外的に無負荷な状態での強度について調べ、上

体反らしでは最大筋力の $42.5 \pm 6.7\%$ (中学生) および $44.3 \pm 9.0\%$ (成人) であったと報告している。

しかしながら、今までに伏臥位姿勢から体幹を反らす運動に関する基礎的な研究は多くない。^{1, 2, 4, 11, 26)}

そこで、本研究は伏臥位姿勢から体幹を反らす、いわゆる背筋トレーニングに着目し、運動様式を三種に分け、種々な負荷を加えた時の脊柱起立筋を中心とした筋群の動態について筋電図学的に比較検討することを目的

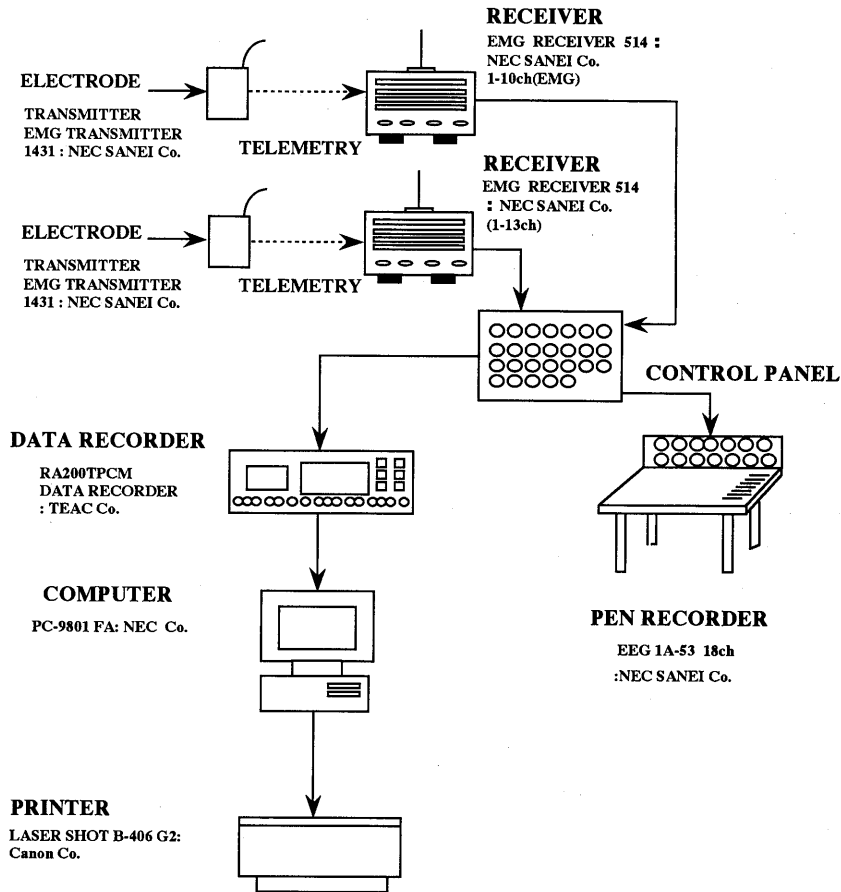


Fig. 2. Flowchart of experiment.

とした。

2. 方法

A. 被験者

対象は、健康な男子4名(身長: 168.0~181.0 cm, 体重: 61.0~75.0 kg, 年齢: 21~25歳)であった(Table 1)。

B. 筋電図

1. 被験筋および電極装着部位

被験筋は、脊柱起立筋、大殿筋、大腿二頭筋、腹直筋、大腿直筋とした。電極装着部位は、Fig. 1 に示す部位である。また、電極装着部位は触診にて慎重に決定した。

脊柱起立筋は肋骨最下部から脊柱に向かって水平に結んだ点を第1腰椎部とし、その棘突起から約3~4cm外側の筋腹上に装着した(Fig. 1-a)。また、腸骨稜から脊柱に向かって水平に結んだ点を第4腰椎部とし、その棘突起から約3~4cm外側の筋腹上に装着した(Fig. 1-b)。腹直筋は、臍下約2cmで臍の中心から約3cm外側の

筋腹上に装着した(Fig. 1-c)。大腿直筋は、筋の走行に沿って筋腹上に装着した(Fig. 1-d)。大殿筋は殿部の中央の筋腹上に筋線維の走行に沿って装着した(Fig. 1-e)。大腿二頭筋は筋の走行に沿って、電極を筋腹上に装着した(Fig. 1-f)。なお、電極は左右対象となるように装着した。

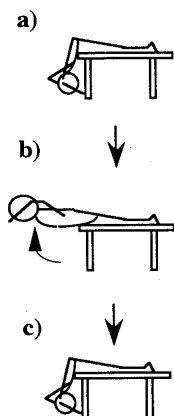
2. 表面筋電図の測定

直径1cmの銀塩化銀皿電極を用い、時定数は0.03 sec.とした。双極の電極は3cm間隔にした。また、テレメーター(EMG TRANSMITTER 1431: NEC 三栄社製)を用い、受信機(EMG RECEIVER 514: NEC 三栄社製)に誘導し、コントロールパネルを介して、直接ペンレコーダー(EEG 1A-53 18ch: NEC 三栄社製)に記録し、同時に16チャンネルデータレコーダー(RA 200TPCM DATA RECORDER: TEAC 社製)に取り込んだ(Fig. 2)。

また、脊柱の棘突起上にゴニオメーターを装着し、上

③ BACK EXTENSION TYPE 1

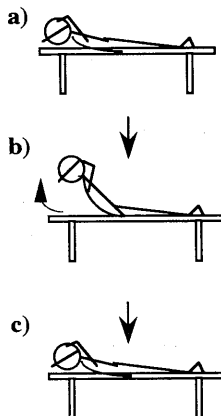
Range of motion is from the figure a) to the horizontal position



- 1) free load
- 2) 10% load
- 3) 15% load
- 4) 20% load

④ BACK EXTENSION TYPE 2

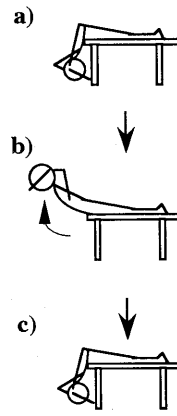
Range of motion is from the prone position to the maximum hyper-extended position



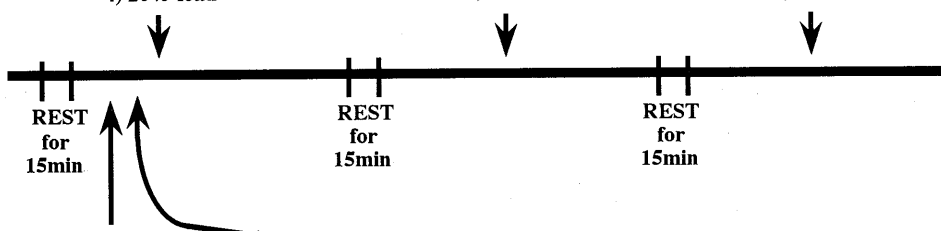
- 1) free load
- 2) 10% load
- 3) 15% load
- 4) 20% load

⑤ BACK EXTENSION TYPE 3

Range of motion is from the figure a) to the maximum hyper-extended position



- 1) free load
- 2) 10% load
- 3) 15% load
- 4) 20% load



① Measure of height, (H), from the prone position to the maximum hyper-extended position



② Measure of maximum isometric strength of BACK EXTENSION



Fig. 3. Experimental protocol.

体の角度変化を電氣的に記録した。

C. 伏臥位姿勢による体幹伸展時の静的最大筋力（以下、体幹伸展時の静的最大筋力という）の測定
 体幹伸展時の静的最大筋力は、伏臥位姿勢で台上より体幹を 20 度伸展位の状態を保持し、肩からたすきがけしたベルトにロードセル式背筋力計を連結し、地面に対して垂直方向で測定した¹⁾ (Fig. 3-2)。なお、測定は 2 度行い、最大値を代表値とした。

また、各被検者における体幹伸展時の静的最大筋力の

平均値と標準偏差は 35.5 ± 14.6 kg であった (Table 1)。

D. 各種目の測定方法

本研究では伏臥位姿勢における体幹を反らす運動を次の 3TYPE に分けた。

- a) TYPE 1: 90 度屈曲位から水平位までの運動 (Fig. 3-3)
- b) TYPE 2: 水平位から最大の伸展運動 (Fig. 3-4)
- c) TYPE 3: 90 度屈曲位から最大の伸展運動 (Fig. 3-5) また、各動作は両手を頭の後ろに組ん

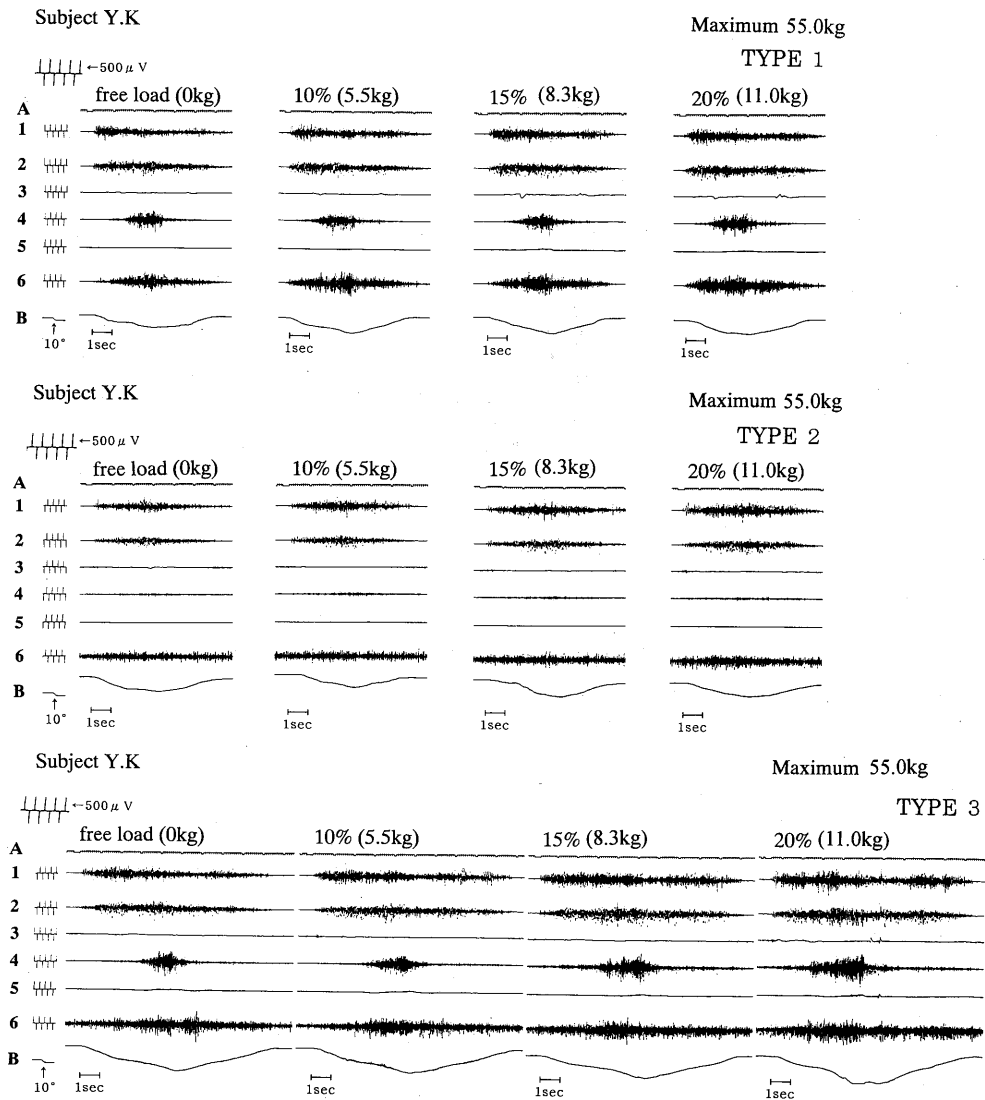


Fig. 4. Typical EMG records in each trunk extension and flexion.

TYPE 1: The upper half of the body is extended from the position downed the head at 90 degrees to the horizontal position.

TYPE 2: The upper half of the body is extended from the prone position to the maximum hyper-extended position.

TYPE 3: The upper half of the body is extended from the position downed the head at 90 degrees to the hyper extended position.

だ状態でメトロノーム (Nikko 社製) のリズム (120 beats/min)⁹⁾ に合わせておこなった。なお、各運動の際には下腿が台に密着するように下腿骨の内、外果の上方をベルトで固定した。

E. 実験手順

実験の測定項目およびプロトコールは Fig. 3 に示す

通りである。

F. 解析方法

各被検筋から導出された筋電図はデータレコーダ (TEAC 社製) を介してパーソナルコンピューター (PC-9801FA: NEC 社製) に取り込み、多用途生体情報解析プログラム BIMUTAS (キッセイコムテック社製) を用

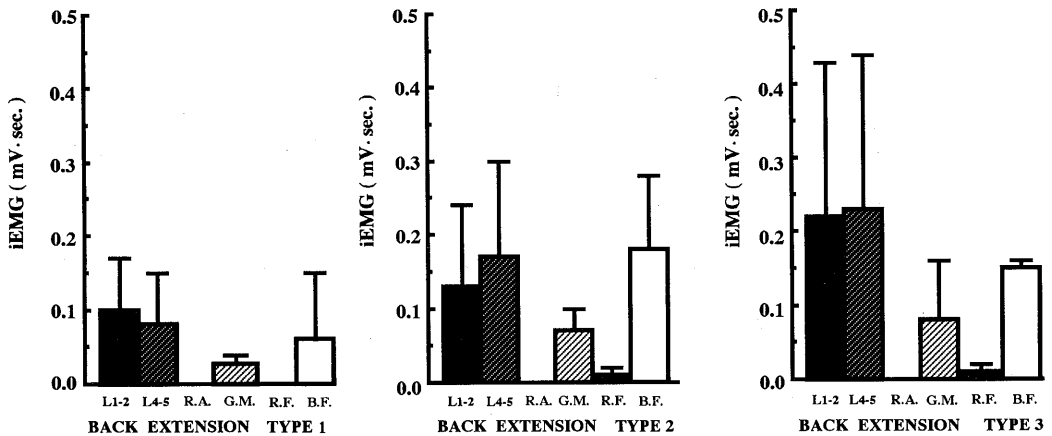


Fig. 5 Comparison of iEMG in each exercise. (free load) $N=4$

いて筋電図の積分をおこなった。

- 本研究では各動作における伸展動作を以下に示すものとした。
 - TYPE 1: 上半身を90度屈曲した状態から水平位まで持ち上げる2秒間の動作。
 - TYPE 2: 伏臥位姿勢から上半身を各被験者の最大過伸展の位置まで持ち上げる3秒間の動作。
 - TYPE 3: 上半身を約90度下方に屈曲した状態から、上半身を各被験者の最大過伸展の位置まで持ち上げる5秒間の動作。

2. 相対筋電図積分値

相対筋電図積分値: 各運動の外的に無負荷の状態における筋電図積分値を100%とし、各負荷の筋電図積分値をそれぞれ相対値で表した。

なお、被験部位の右側から導出された筋電図と左側の筋電図とがほぼ同じ傾向を示したので、今回、分析は各被験部位の右側のみでおこなうことにした。

G. 統計処理

平均値間の統計学的有意差検定には対応のある平均値の差の検定 (t -検定) を用い、危険率5%水準以下を有意とした。

3. 結 果

1. 各動作における筋電図

Fig. 4 は伏臥位姿勢から体幹を反らす三種の運動時の典型的な筋電図を示したものである。

TYPE 1 の筋電図についてみると、大腿二頭筋から最も早く筋放電がみられ、次に、脊柱起立筋、大殿筋の順に筋放電がみられた。また、腹直筋、大腿直筋からの筋放電はほとんどみられず、この筋放電のパターンは負荷

が増加するにつれても、ほぼ同じ傾向を示した。

TYPE 2 の筋電図では、まず、脊柱起立筋から筋放電がみられ、次に、大腿二頭筋、大殿筋の順に筋放電が出現した。なお、腹直筋、大腿直筋からの筋放電はほとんどみられなかった。また、負荷が増加するにつれて大腿二頭筋、大殿筋からの筋放電がより早くみられる傾向があった。

TYPE 3 の筋電図においては、大腿二頭筋からの筋放電が最も早く、次に、脊柱起立筋、大殿筋の順に筋放電が現れた。また、腹直筋、大腿直筋からの筋放電はほとんどみられなかった。負荷が増加するにつれて大殿筋からの筋放電がより早く現れる傾向がみられた。

2. 無負荷時における積分筋電図

Fig. 5 は、各種目ごとの積分筋電図を示したものである。

TYPE 1 では、第1・2腰椎間の筋電図積分値が最も大きく、次に、第4・5腰椎間、大腿二頭筋、大殿筋の順に筋電図積分値の大きい傾向がみられた。

TYPE 2 においては、大腿二頭筋の筋電図積分値が最も大きく、次に、第4・5腰椎間、第1・2腰椎間、大殿筋、大腿直筋の順に筋電図積分値の大きい傾向を示した。

TYPE 3 においては、第4・5腰椎間の筋電図積分値が最も大きく、次に、第1・2腰椎間、大腿二頭筋、大殿筋、大腿直筋の順に筋電図積分値が大きかった。

Fig. 6 は、各種目ごとの伸展動作時における積分筋電図を示したものである。

TYPE 1 では、第1・2腰椎間の筋電図積分値が最も大きく、次に、第4・5腰椎間、大腿二頭筋、大殿筋の順に筋電図積分値の大きい傾向がみられた。

TYPE 2 についてみると、大腿二頭筋の筋電図積分値

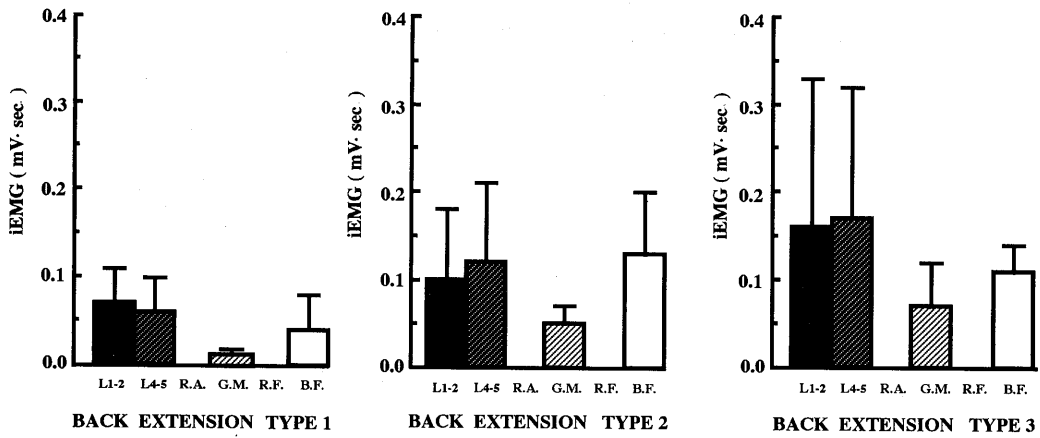


Fig. 6. Comparison of iEMG for extension in each exercise. (free load) $N=4$

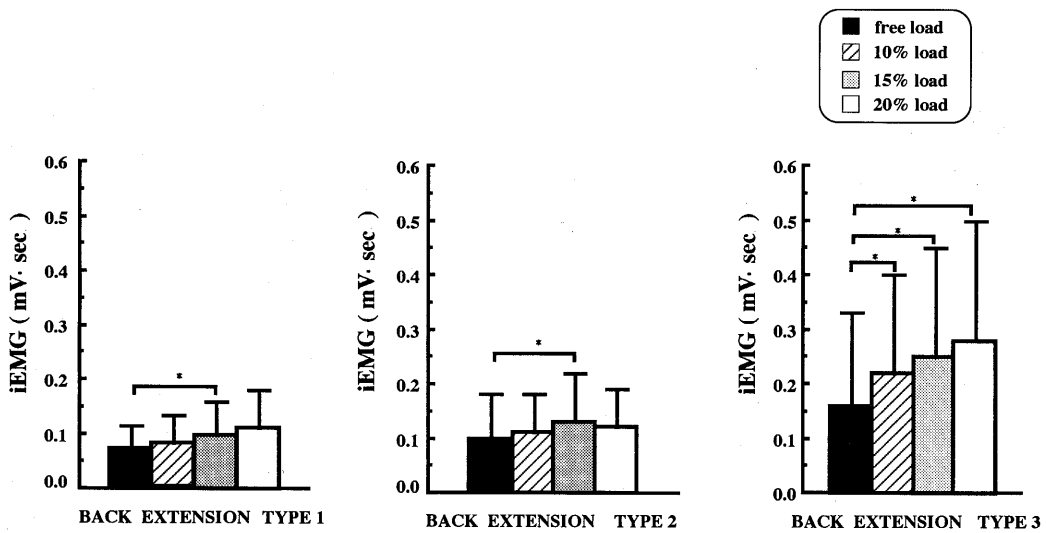


Fig. 7. Comparison of iEMG on *M. erector spinae* at L_1-L_2 for extension in each exercise.

($*$: $p < 0.05$) $N=4$

が最も大きく、次に、第4・5腰椎間、第1・2腰椎間、大殿筋の順に筋電図積分値の大きい傾向がみられた。

TYPE 3においては、第4・5腰椎間の筋電図積分値が最も大きく、次に、第1・2腰椎間、大腿二頭筋、大殿筋の順に筋電図積分値が大きい傾向を示した。

3. 伸展動作時における負荷の増加と積分筋電図

Fig. 7は、第1・2腰椎間の各相対負荷における筋電図積分値を各種目ごとに示したものである。X軸は静的最大筋力に対する相対負荷を示し、Y軸には筋電図積分値を示した。TYPE 1についてみてみると、無負荷時と15%負荷時とでは15%負荷時の筋電図積分値が無負

荷時の筋電図積分値よりも5%水準で有意に高いことが認められた。しかしながら、他の負荷時においては有意な差はみられなかった。

また、TYPE 2においては無負荷時と15%負荷時では、15%負荷時の筋電図積分値が無負荷時の筋電図積分値よりも5%水準で有意に高いことが認められた。TYPE 3についてみてみると、無負荷時と10%負荷時では、10%負荷時の筋電図積分値が5%水準で無負荷時の筋電図積分値より大きく、また、無負荷時と15%負荷時とでは、無負荷時の筋電図積分値に比べて15%負荷時の筋電図積分値が5%水準で大きい傾向がみら

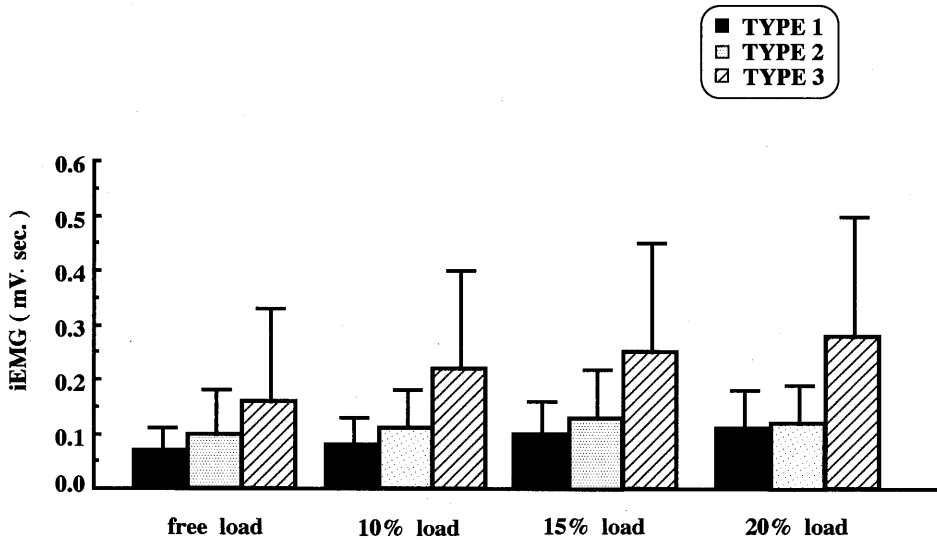


Fig. 8. Comparison of iEMG on *M. erector spinae* at L₁-L₂ for extension among three exercises. N=4

れた。なお、無負荷時と20%負荷時とでは、20%負荷時の筋電図積分値が5%水準で無負荷時の筋電図積分値よりも大きいことが認められた。

Fig. 8は、第1・2腰椎間における負荷の増加と筋電図積分値とを各負荷ごとにみたものである。

全負荷時においてTYPE 3の筋電図積分値が最も大きく、次に、TYPE 2が大きく、TYPE 1の筋電図積分値が最も小さい傾向を示した。しかしながら、全負荷時において各種目間では有意な差は認められなかった。

Fig. 9は、第1・2腰椎間における相対負荷と相対筋電図積分値とを各種目間でみたものである。

TYPE 3においては5%水準で有意に高い正の相関関係($r=1.000, p<0.05, n=4, \hat{y}=3.75x+100.0$)がみられた。また、TYPE 1では5%水準で有意に高い正の相関関係($r=0.962, p<0.05, n=4, \hat{y}=2.94x+95.5$)が認められた。

なお、TYPE 2においては高い正の相関関係が認められたが、有意水準には達しなかった。

また、回帰直線の勾配はTYPE 3が最も大きく、次に、TYPE 1が大きい傾向を示し、TYPE 2の回帰直線の勾配が最も小さかった。TYPE 3についてみると、20%負荷時では無負荷時の約1.7倍の筋放電量の増加がみられ、TYPE 1では約1.5倍、TYPE 2では筋放電量が、約1.2倍増加する傾向がみられた。

Fig. 10は、第4・5腰椎間における相対負荷と相対筋電図積分値とを各種目間でみたものである。TYPE 3に

おいて、5%水準で有意に高い正の相関関係($r=0.998, p<0.05, n=4, \hat{y}=3.23x+98.4$)が認められた。また、TYPE 1、TYPE 2では高い正の相関関係がみられたが、有意水準には達しなかった。回帰直線の勾配はTYPE 3が最も大きく、筋電図積分値の増加率も最も大きかった。しかし、TYPE 3とTYPE 1の勾配はほぼ同値であり、筋電図積分値の増加率は、ほぼ同じ傾向であった。なお、TYPE 2の回帰直線の勾配が最も小さく、筋電図積分値の増加率も最も小さかった。

4. 考 察

1. 無負荷時における積分筋電図

先行研究によると、福永らは⁴⁾、上体反らし姿勢では、主に、広背筋、大円筋、僧帽筋、大殿筋、および大腿二頭筋などの胴体背部や大腿後面の筋が収縮するとしている。また、広背筋は腰椎と下部胸椎の棘突起、腸骨稜、下部肋骨および肩甲骨の下角などから広大な起始をもって起こり、上腕骨につく背部の大部分を占める広大な筋であり、この筋の収縮により脊椎を後方へ反らす力が生じるため、広背筋は上体反らし姿勢を維持する主動筋であると考察している。また、宮崎ら¹¹⁾は、両手を頭の後ろで組んでの上体反らしをおこなわせ、僧帽筋の上部、中部および下部と大殿筋、大腿二頭筋に顕著に高い放電がみられたことを報告している。

そこで、本研究の結果をみると、TYPE 1では第1・2腰椎間の筋電図積分値が最も大きく、次に、第4・5腰椎

| | Regression line | Correlation coefficient |
|------------|-----------------------|-------------------------|
| TYPE 3 (■) | $\hat{y}=3.75x+100.0$ | 1.000 ($p<0.05$) |
| TYPE 2 (●) | $\hat{y}=1.26x+100.9$ | 0.831 (N.S.) |
| TYPE 1 (▲) | $\hat{y}=2.94x+95.5$ | 0.962 ($p<0.05$) |

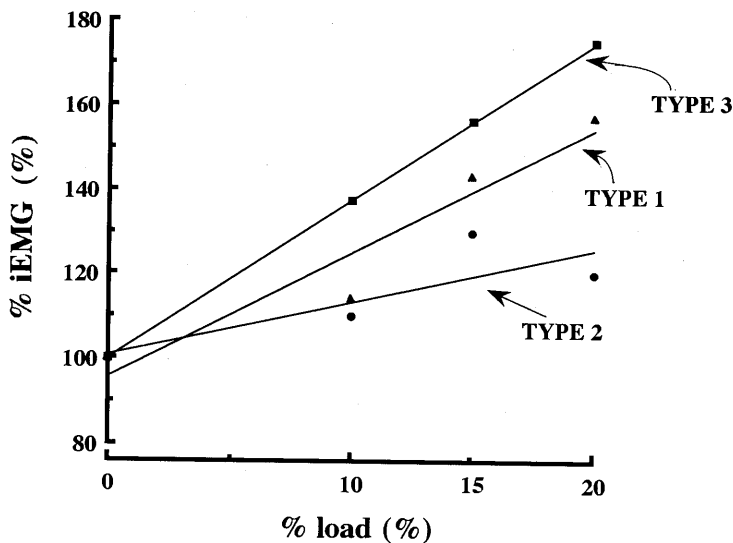


Fig. 9. Relationship between % load and % iEMG among three back extension exercises on *M. erector spinae* (L₁-L₂, right) in men. N=4

間における筋電図積分値が大きかった。TYPE 2 においては、大腿二頭筋の筋電図積分値が最も大きく、次に、第4・5腰椎間、第1・2腰椎間、大殿筋の順に大きい傾向がみられた。さらに、TYPE 3 においては、第4・5腰椎間の筋電図積分値が最も大きく、次に、第1・2腰椎間の筋電図積分値の大きい傾向がみられた。

本研究で福永ら⁴⁾、宮崎ら¹¹⁾の動作と一致するものはTYPE 2の動作であり、本研究においても大殿筋、大腿二頭筋からの筋放電量が多くみられ、福永ら⁴⁾、宮崎ら¹¹⁾の結果と一致する結果が得られた。

また、TYPE 2 において大腿二頭筋からの筋放電量が最も大きかったのは、伏臥位姿勢から上体を反らす際に、大腿二頭筋が上体の固定のために働いたからであると推察される。

脊柱起立筋からの筋放電量が最も大きかったのは、TYPE 3 であった。TYPE 3 の動作は、可動範囲が三種目中、最も大きく、そのために脊柱起立筋からの筋放電量が最も大きくなったものと推察される。

TYPE 2、TYPE 3 では大殿筋からの筋放電量がTYPE 1 に比べて多くみられているが、これはTYPE 2、TYPE 3 ではTYPE 1 の動作よりも股関節の伸展が入

るために、大殿筋からの筋放電量が大きくなったものと考えられる。

TYPE 1 の動作は全被験部位において、筋電図積分値がTYPE 2、TYPE 3 よりも小さい傾向を示した。特に、脊柱起立筋においてはTYPE 2、TYPE 3 に比べて筋電図積分値が小さく、脊柱起立筋の筋活動が三種の動作中、最も少ないことが推測された。

2. 負荷の増加と筋電図

TYPE 3 では、TYPE 1、TYPE 2 よりも全負荷時において脊柱起立筋の第1・2腰椎間からの筋放電量が大きく、脊柱起立筋の筋活動が三種目中、最も大きいことが示唆された。また、TYPE 3 では負荷の増加に伴い、第1・2腰椎間からの筋放電量の増加が顕著にみられ、負荷の増加が脊柱起立筋の筋活動に与える影響が大きかったものと考えられる。なお、先行研究では、Thorstenssonら²⁴⁾が、体幹の運動に関して針電極を用いて、多裂筋と腰部最長筋から筋電図を導出し、脊柱起立筋の主な機能を調べ、脊柱起立筋は、体幹の過度の動きを抑制する働きをしていることを明らかにしている。歩行時においては、脊柱起立筋のこの抑制活動は上半身の横揺れの動きに対して顕著に働くことを報告し、上半身と下半身が同

| | Regression line | Correlation coefficient |
|------------|----------------------|-------------------------|
| TYPE 3 (■) | $\hat{y}=3.23x+98.4$ | 0.998 ($p<0.05$) |
| TYPE 2 (●) | $\hat{y}=1.10x+96.1$ | 0.748 (N.S.) |
| TYPE 1 (▲) | $\hat{y}=3.14x+93.8$ | 0.943 (N.S.) |

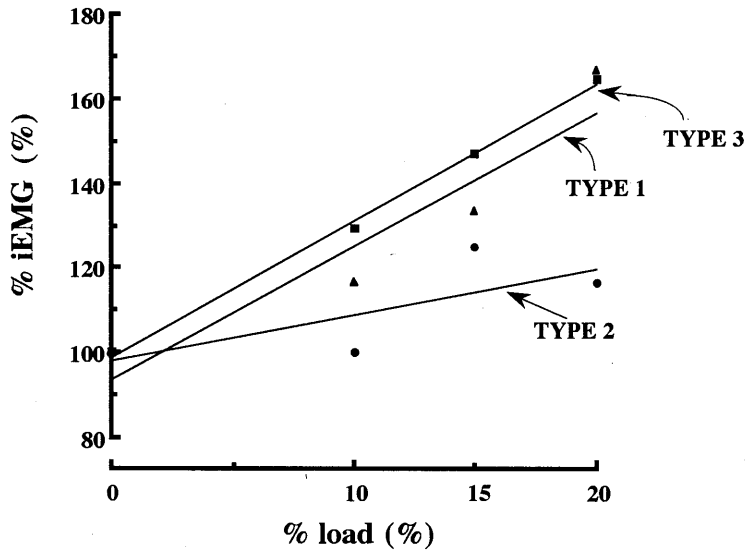


Fig. 10. Relationship between % load and % iEMG among three back extension exercises on *M. erector spinae* (L₄-L₅, right) in men. $N=4$

時に活動するダイナミックな運動では、脊柱起立筋が上半身の横揺れや前後方向の過度な動きを防ぎ、上半身の運動の基幹をなしていることを示している」と述べている。

以上のことより、TYPE 3 は、他の 2 つの動作と比べると可動範囲も大きく、上半身の前後のおれも大きい動作であるので脊柱起立筋の筋放電量のかかなり多い動作であることが考えられた。

一方、TYPE 1 において各負荷時で有意な差がみられたのは、無負荷時と 15% 負荷時とであった。しかし、負荷が増加するにつれて筋放電量が増加する傾向がみられ、負荷の増加に伴い脊柱起立筋に影響を与える動作であることが推察された。

Inman ら⁷⁾は肘関節屈曲において、上腕二頭筋における筋電図積分値と筋力との間に有意な相関関係があることを認めている。なお、Kuroda ら⁹⁾は膝関節伸展における筋電図積分値と筋力との間に比例関係を認めている。さらに、福永⁹⁾は、上体反らし、上体おこし、腕立て伏臥という多関節にまたがる比較的複雑な運動においても、広背筋および大腿二頭筋において筋電図積分値と筋力との間に有意に高い正の相関関係を認めている。

そこで、本研究の結果をみても、脊柱起立筋の第 1・2 腰椎間においては、TYPE 3、TYPE 1 において有意に高い正の相関が認められた。また、脊柱起立筋の第 4・5 腰椎間では TYPE 3 において、有意に高い正の相関関係がみられた。

また、負荷の増加に伴う筋電図積分値の増加を相対値でみると、脊柱起立筋の第 1・2 腰椎間、第 4・5 腰椎間において、筋電図積分値の増加率が最も大きかったのは TYPE 3 であった。一方、負荷の増加に伴う筋電図積分値の増加率が最も小さかったのは、TYPE 2 の動作であった。

以上のことより、TYPE 3 は負荷の増加に伴い、脊柱起立筋からの筋放電量が最も増加する動作であることが示唆された。また、TYPE 1 でも、TYPE 3 と同様に、負荷が増加するにつれて、脊柱起立筋からの筋放電量が増加する傾向がみられ、特に、第 4・5 腰椎間においては筋電図積分値の増加率が TYPE 3 とほぼ同値を示し、筋電図積分値の増加率がほとんど同じ傾向を示した。よって、TYPE 1 の動作は TYPE 3 の動作とほぼ同程度に、脊柱起立筋に影響を及ぼす動作であることが推察された。

なお、TYPE 2 は負荷の増加に対して筋放電量の増加率が TYPE 1, TYPE 3 よりも小さかったことより、脊柱起立筋の筋活動に与える影響の少ない動作であると考えられた。

以上のことより、TYPE 1 の動作は、無負荷時における筋放電量が TYPE 2, TYPE 3 に比べて小さく、負荷の増加に伴う脊柱起立筋からの放電量の増加率も大きい動作であることが示唆された。

TYPE 1 と TYPE 2 とを合わせた運動を TYPE 3 と考えると、TYPE 3 における負荷の増加に伴う脊柱起立筋からの筋放電量の増加は、TYPE 2 の動作よりも TYPE 1 の動作の影響の大きいことが示された。したがって、無負荷時における筋放電量が三種の動作中最も少なく、負荷の増加に伴い脊柱起立筋に与える影響の大きい動作と考えられるので、脊柱起立筋を一般の人が中程度に強化する場合、TYPE 1 の動作 (90 度屈曲位から水平位までの運動動作) が適切であることが示唆された。

5. 結 論

伏臥位姿勢から体幹を反らす三種の運動では、TYPE 3 において脊柱起立筋からの筋放電量が最も多く、負荷の増加に伴う筋放電量の増加率も三種目中、最も大きかった。しかし、一般の人が脊柱起立筋を中程度に強化する場合、TYPE 3 よりも無負荷時の筋放電量が少なく、脊柱起立筋に及ぼす影響も強いと思われる TYPE 1 である 90 度屈曲位から水平位までの運動動作の方が適切であることが示唆された。

6. 要 約

本研究では、伏臥位姿勢における体幹を反らす三種の運動 (TYPE 1, TYPE 2, TYPE 3) に着目し様々な負荷を加えた時の脊柱起立筋を中心とした筋群の動態について筋電図学的に比較検討することを目的とした。そのため、表面電極法により、脊柱起立筋の第 1・2 腰椎間、脊柱起立筋の第 4・5 腰椎間、腹直筋、大腿直筋、大殿筋、大腿二頭筋から筋電図を導出し、筋電図積分値を用いて分析をおこなった。

結果は以下に示す通りである。

- 1) TYPE 1, TYPE 3 の筋電図についてみると、大殿二頭筋からの筋放電が最も早くみられ、TYPE 2 では、まず、脊柱起立筋から筋放電がみられた。
- 2) 無負荷時における筋電図についてみると TYPE 1 では第 1・2 腰椎間の筋電図積分値が最も大きく、TYPE 2 においては大腿二頭筋、TYPE 3 では第 4・5 腰椎間の筋電図積分値が最も大きい傾向を示し

た。

- 3) 第 1・2 腰椎間における負荷の増加と筋電図積分値においては、TYPE 1 と TYPE 2 では、15% 負荷時の筋電図積分値が無負荷時の筋電図積分値よりも 5% 水準で有意に高いことが認められた。また、TYPE 3 についてみてみると、無負荷時と 10% 負荷時、無負荷時と 15% 負荷時、さらに、無負荷時と 20% 負荷時において、5% 水準で有意な差が認められた。
- 4) 第 1・2 腰椎間における負荷の増加と筋電図積分値をみてみると、全負荷時において TYPE 3 の筋電図積分値が最も大きく、次に、TYPE 2, TYPE 1 の順であった。
- 5) 第 1・2 腰椎間における相対負荷と相対筋電図積分値では、TYPE 1, TYPE 3 において、5% 水準で有意に高い正の相関関係が認められた。

また、回帰直線の勾配は TYPE 3 が最も大きく、次に、TYPE 1 が大きい傾向を示し、TYPE 2 の回帰直線の勾配が最も小さかった。

- 6) 第 4・5 腰椎間における相対負荷と相対筋電図積分値とを各種目間でみてみると、TYPE 3 において、5% 水準で有意に高い正の相関関係が認められ、回帰直線の勾配は TYPE 3 が最も大きく、筋電図積分値の増加率も最も大きかった。しかし、TYPE 3 と TYPE 1 の勾配はほぼ同値であり、筋電図積分値の増加率は、ほぼ同じ傾向であった。

以上の結果より、伏臥位姿勢から体幹を反らす三種の運動では、TYPE 3 において脊柱起立筋からの筋放電量が最も多く、負荷の増加に伴う筋放電量の増加率も三種目中、最も大きかった。TYPE 1 と TYPE 2 とを合わせた運動を TYPE 3 と考えると、TYPE 3 における負荷の増加に伴う脊柱起立筋からの筋放電量の増加は、TYPE 2 の動作よりも TYPE 1 の動作の影響の大きいことが示された。また、TYPE 1 は無負荷時の筋放電量が他の 2 種目よりも少なく、負荷の増加に伴う脊柱起立筋からの筋放電量の増加率も大きかった。したがって、一般の人が脊柱起立筋を中程度に強化する場合、TYPE 1 である 90 度屈曲位から水平位までの運動動作が適切であることが示唆された。

7. 謝 辞

本研究は、平成 4, 5 年度の特別教育研究費と平成 7 年度日本体育大学父母会奨励研究の援助を受けたものであり、大学関係者に心より感謝の意を表するものであります。

参考文献

- 1) 浅見俊雄, 福永哲夫, 広田公一, 足立長彦, 山本恵三, 松尾 彰: 腕立伏臥, 上体おこしおよび上体そらしの運動強度, 体育科学, 9, 76-84, 1981.
- 2) Balogun, A., Olokungbemi, A. A. and Kuforiji, A. R.: Spinal mobility and muscular strength: effects of supine- and prone-lying back extension exercise training. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 73, 745-751, 1992.
- 3) 戎 利光, 谷 陽子, 丸川澄子, 斎藤由美, 塚本康一, 石倉忠男, 天野弘之, 齋藤正純, 加藤孝之: 高学年児童における消費エネルギーと背筋力・柔軟性との相互関係, 保健の科学, 31(2), 130-134, 1989.
- 4) 福永哲夫, 浅見俊雄, 広田公一, 足立長彦, 山本恵三, 松尾彰文: 腕立伏臥および上体おこし運動における筋放電量におよぼす関節角度の影響, 体育科学, 9, 12-15, 1981.
- 5) 堀居 昭: だれにもわかる運動処方入門, 共栄出版, 1984.
- 6) 生田香明, 栗原崇志, 岡田修一, 川合 悟, 木下博: 背筋力低位者の背筋機能の特徴, 体力科学, 34, 89-98, 1985.
- 7) Inman, V. T., Ralston, H. J., Saunders, J. B. DE C. M., Feinstein, B. and Wright, Jr., E. W.: Relation of human electromyogram to muscular tension. Electroence phalography and Clinical Neurophysiology, 4, 187-194, 1952.
- 8) 小林啓三, 小西真人, 宮崎義徳, 川村 武, 酒井敏夫: 発育期における背筋力の解析, 体力科学, 34, 1-7, 1985.
- 9) Kuroda, E., Klissouras, V. and Milsom, J. H.: Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. Journal of Applied Physiology, 29(3), 358-367, 1970.
- 10) 正木健雄: 子どもの体力, 大月書店, 1979.
- 11) 宮崎義憲, 七類 誠, 朽木 勤: スポーツ選手の腰痛を防ぐためのトレーニングについて, デサントスポーツ科学, 5, 140-146, 1984.
- 12) 宮崎義憲, 長浜尚史, 尾高英樹, 李 素蘭, 王偉: 発育期におけるスポーツと腰痛発症に関する検討, デサントスポーツ科学, 10, 130-139, 1989.
- 13) 宮崎義憲, 尾高英樹, 長浜尚史, 李 素蘭, 王偉, 内田英二: 背筋力測定時における体幹背筋群の筋活動について, 東京学芸大学紀要 5 部門, 40, 253-261, 1988.
- 14) 宮崎義徳, 朽木 勤, 宇佐美かおる, 片倉宏明: 児童の背筋力と握力の異同に関する検討, 体力科学, 34, 79-87, 1985.
- 15) Moritani, T., Muro, M. and Takaishi, T.: Electromyographic analysis of low back pain. スポーツ医・科学, 3(1), 11-19, 1989.
- 16) 武藤芳照, 中村好男, 宮下充正, 森 健躬: 上体おこし腹筋運動と腰痛発生との関連について, デサントスポーツ科学, 3, 161-167, 1982.
- 17) Nachemson, A. and Lindh, M.: Measurement of abdominal and back muscle strength with and without low back pain. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 1, 60-65, 1969.
- 18) Nicolaisen, T. and Jorgensen, K.: Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 17, 121-127, 1985.
- 19) 大畠 裏, 河野照茂: スポーツによる腰部外傷・障害, 医学の歩み, 147(14), 1208-1211, 1988.
- 20) 大井淑雄, 須永 明: 腰痛の運動学と機能解剖学, 医学の歩み, 147(14), 1009-1012, 1988.
- 21) 小山内博: 腰痛の基盤としての筋の硬化緊張と脊髄過敏, 医学の歩み, 147(14), 1024-1026, 1988.
- 22) 小山内博: 上体そらしと背のばしのための腹筋運動, 医学の歩み, 147(14), 1097-1102, 1988.
- 23) 高沢晴夫, 秋本 毅, 市川宣恭ほか: No. III スポーツ障害追跡調査 第1次調査報告書, 昭和50年度日本体育協会スポーツ科学研究報告, 1-3, 1975.
- 24) Thorstensson, A., Carlson, N. H., Zomlefer, M. R. and Nilsson, J.: Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. Acta Physiologica Scandinavica, 116, 13-20, 1982.
- 25) 富永通裕, 岩田 勝, 吉田精二: スポーツ選手にみられる腰痛とその対策—特に運動療法の意義—, 整形外科, 30(6), 647-658, 1979.
- 26) 渡辺雅之, 永田瑞穂, 矢野博己, 長沢靖夫, 関和彦: 「立位体前屈」と「上体そらし」の再検討体柔軟性の指標となり得るか, デサントスポーツ科学, 12, 100-109, 1991.