

2008年度 リサーチペーパー

物体挙上動作時の質量予測不一致による体幹筋収縮反応

Trunk muscle contraction responses to projected  
mass inconsistencies in objects during lifting.

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 介護予防 マネジメントコース

5008A330-4

渡邊 昌宏

Watanabe, Masahiro

研究指導教員： 岡 浩一郎 准教授

# 物体挙上動作時の質量予測不一致による体幹筋収縮反応

介護予防マネジメントコース

5008A330-4 渡邊 昌宏

研究指導教員：岡 浩一郎 准教授

## I. 緒言

腰痛予防には、腰痛を安定させるための体幹筋の収縮が重要である。物体を自ら動かす時に、予測外の重さであったときの体幹筋の反応変化の報告はまだされておらず、本研究では、成人男性の体幹における深層筋（ローカル筋）と浅層筋（グローバル筋）の筋収縮反応の傾向を解明することを目的とし、予測よりも重い重量物を挙上したときの体幹筋を、表面電極およびワイヤ電極にて分析、全被検者および腰痛既往の有無により、各々の筋の筋放電開始時間の出現差違について比較検討した。

## II. 方法

### 1. 被検者

実験実施時に腰痛の訴えがなく、本研究への同意を示した成人男性6名を被検者とした。過去に腰痛の訴えがなかったもの2名、過去に腰痛の訴えがあったもの4名であった。被検者には研究の趣旨を文書ならびに口頭にて説明し、研究内容を十分に理解してもらった上で同意を得、整形外科医立会のもと実施した。

### 2. 動作課題

動作開始肢位は端坐位とし、テーブル上の重量物の位置は被検者の正中線上で上肢長から5cm引いた部位とし臍の高さとした。テーブル上に提示された重量物をライト点灯による光刺激を合図に右上肢で目標視線ライン上の高さまですばやく挙上するように指示した（以下、挙上動作）。

重量物は外観がまったく同じもので1.0kgと4.0kgの2種類を使用した。挙上動作は重量物の重さを認識している場合の1.0kg（以下、予測1.0kg）と4.0kg（以下、予測4.0kg）の2種類と、重さを1.0kgと認識させて実際は4.0kgを挙上させる場合（以下、予測外4.0kg）の1種類、計3種類でおこなった。重量物挙上は予測1.0kg、予測外4.0kg、予測4.0kgの順序にておこなった。

### 3. 筋電計測（Electromyography、以下EMG）

被検筋はいずれも左右両側の、腹横筋、多裂筋、

腹直筋、外腹斜筋、脊柱起立筋の左右5筋ずつ計10筋とした。電極は、左右腹直筋、左右外腹斜筋、左右脊柱起立筋には表面電極を用い、体幹深部にある左右腹横筋、左右多裂筋に対してはワイヤ電極を用いた。

### 4. 測定処理とデータ解析

デジタル変換され記録されたデータはBIMTUS-Videoで読み込み、光刺激と物体挙上までの時間差と光刺激から各々の筋電波形の筋放電開始時までの時間差（潜時）を算出した。

## III. 結果

### 1. 光刺激から物体挙上までの時間比較

光刺激から物体挙上までの時間は、条件の違いによって有意差を認められなかった。

### 2. 各被検筋の条件別の平均潜時

すべての筋において条件による筋放電開始までの潜時には統計的に有意な差はみられなかった。しかし、腹直筋、外腹斜筋には、予測時に比べ予測外4.0kg挙上時では早期に筋放電を開始する傾向がみられた。また、腹横筋の予測1.0kgと予測外4.0kgではほぼ同じ潜時を示したが予測4.0kgでは早期に筋放電を開始する傾向がみられた。

### 3. 各条件における全被検筋の潜時比較

腹横筋群に比べ背部筋群では潜時が短くなっていた。また、予測ありの条件ではローカル筋（腹横筋）の潜時がグローバル筋に比較して短く、予測外4.0kgにおいてはローカル筋の潜時がグローバル筋に比較して長くなっていた。

### 4. 各被験者毎の腹部筋群の潜時比較

予測時で、右腹横筋の潜時は腹直筋・外腹斜筋より、短いかほぼ同じであった。予測外4.0kgでは、腹横筋が腹直筋よりも早く活動を示したものは腰痛の既往を有さない被験者であり、遅く活動したものは腰痛の既往を有する被験者であった。

#### IV. 考察

今回、端座位にて光刺激後に右上肢での物体挙上動作を、できるだけ速やかにおこない、そのときの体幹筋の筋放電開始時間に、重量物の重さの予測有無でどのような影響を与えるのかを検討した。

重量物の重さを予測している場合（予測）、または予測しているよりも重いものを挙上した場合（予測外）において、光刺激から重量物挙上までの時間には、すべての条件間で統計学的に有意な時間差が認められなかった。これは挙上条件を変化させても中枢神経系（CNS）からのコントロールにより、姿勢を調節する先行随伴性姿勢調節（APA）が適切におこなわれていたのではないかと考えられた。

今回統計学的には各筋の潜時に有意差は認められなかった。しかし、背部筋である多裂筋や脊柱起立筋は腹部筋群に比べ潜時が短い傾向がみられた。Horak ら（1984）は片側上肢の運動をおこなうときに、運動に先行して背部筋が収縮するという報告をしており、また Gracovetsky ら（1977）は多裂筋と脊柱起立筋群の筋収縮にて、脊柱を安定させているメカニズムをモデル化させている。今回の研究でも背部筋群の潜時が短い傾向がみられたことより、肩関節屈曲による挙上動作で、体幹を安定させるために背部筋群が腹部筋群に比べ早期に筋放電を開始し、脊柱の剛性を高めている可能性が示唆された。

Hodges ら（1996）（1999）は腹横筋に関しては、動作の際には身体のどの筋群よりも先に収縮を開始するといわれているが、本研究では腹横筋の潜時が他の筋群よりも有意に短くなることは認められなかった。しかし重さを予測しているときには、外腹斜筋や腹直筋に比べ早期に筋放電が開始される傾向がみられた。さらに腹横筋の予測時 1.0kg と予測外 4.0kg の潜時はほぼ同じ時間であったが、予測時 4.0kg の潜時は短くなる傾向が見られ、1.0kg より 4.0kg と重量があると認識し物体を挙上する場合には、腹横筋を早期に収縮させるよう CNS が調整している可能性があると考えられた。

今回、被検筋の潜時には個体差が大きく被験者も 6 名と少ないため、平均値の比較を行うことによっては有意な差を認めなかった。そのため各被験者毎の各被検筋の筋放電パターンを解析した。その結果、

重量を正しく予測している条件ではローカル筋群はグローバル筋に先立って筋放電を開始したが、腰痛既往を持つものに関しては、予測以上の重さを挙上した場合にグローバル筋がローカル筋より早期に筋放電を開始した。

Cholewicki ら（1992）や Gardner ら（1995）は、グローバル筋の最大収縮時に脊椎の分節コントロールは低下し、グローバル筋システムが適切に働いている場合であっても、ローカル筋システムが適切に機能せずに椎間運動が十分コントロールされない可能性があるとは指摘している。また、Hodges ら（1996）（2003）により、腰痛などの痛みが認められる場合には、上肢を動かしたときに腹横筋の開始が遅延すると報告されている。本研究では、過去に腰痛の訴えがあったものは予測より重い物体を挙上した場合に腹横筋の収縮が遅延する事で、椎間の安定やコントロールが十分にされていない可能性があるのではないかと考えられた。また、この事により現在腰痛の訴えがなくても過去に何らかの腰痛の訴えがあったものは、予測できていない状態でもより重い物体を挙上した場合、腰痛患者と同様に腹横筋の収縮が遅延し脊柱の不安定性が増す可能性が考えられた。

#### V. まとめ

1. 予測した重量物と予測よりも重い重量物挙上時の、筋放電開始時間の変化を比較検討した
2. 被検筋の潜時には個体差が大きく少なかったため、統計学的には各筋の潜時に有意差は認められなかった。その後、より詳細に分析するため、各被験者毎の各被検筋の筋放電パターンを解析した
3. 重量を正しく予測している条件ではローカル筋群はグローバル筋に先立って筋放電を開始したが、腰痛既往を持つものに関しては、予測以上の重さを挙上した場合にグローバル筋がローカル筋より早期に筋放電を開始した
4. 今後、被検者数を増やし、予測有無による物体挙上時の体幹筋反応を分析するとともに、潜時のみならず収縮筋力を詳細に分析することで、ローカル筋とグローバル筋の反応の違いを確認していく

# 目 次

I.	緒言 .....	2
II.	方法 .....	4
	1. 被検者 Participants .....	4
	2. 動作課題 .....	4
	3. Electromyography (EMG) .....	6
	4. 測定処理とデータ解析 .....	9
III.	結果 .....	10
	1. 光刺激から物体挙上までの時間比較 .....	10
	2. 各筋の条件による潜時比較 .....	10
	3. 各条件における全被検筋の潜時比較 .....	14
	4. 被験者ごとによる腹部筋群 (RT <sub>r</sub> A に対しての RA および OE) の潜時比較 .....	17
IV.	考察 .....	20
V.	まとめ .....	23
VI.	文献 .....	24

## I. 緒言 introduction

平成 19 年の国民生活基礎調査の中で、有訴者は国民の 32.8%でありその 1 位は腰痛である。また、腰痛が有訴者の 1 位である状況は長い間変わっておらず、医療財政負担を大きくしている要因と考えられる。そのため腰痛は予防医療に取り組む必要性が高い疾病の一つであるといえる。腰痛とは腰に関する症状で日常生活に耐えられない状態であり、腰に関連した下肢痛を含み急性は 3 ヶ月以内と定義されている。腰痛の要因は大きく 2 つに分類することができる。それらは構造的または生物学的な脊椎周囲の損傷としての要因と、心理的や社会背景的などの心理社会的な要因である。このことにより腰痛は原因が様々であり、治療法の確立や評価方法の確立が困難だといえる。

人が動作をおこなう際には、どの筋群よりも先行して体幹深部にある腹横筋の収縮がおこなわれると報告されている<sup>1)</sup>。しかし腰痛患者の多くは腹横筋の収縮が遅延し、腹横筋と内・外腹斜筋との分離した収縮が行ないにくくなっている<sup>2)</sup>といわれている。そのため本邦において近年腰痛患者に対するリハビリテーションでは、腹横筋を中心とした筋収縮訓練が積極的に取り入れられるようになった。身体における腰椎の安定化には、腹横筋のみならず背部にある多裂筋の働きも大きく関与しており、腰椎の安定化を図るためには腹横筋と多裂筋が互いに収縮することが必要である<sup>1)</sup>と報告されている。つまり腰椎安定には、腹横筋や多裂筋などの深部筋（以下ローカル筋）の協調的な収縮が重要になるということである。椎体の安定性にローカル筋の活動は多裂筋が 80%関与し、その活動により腹直筋や脊柱起立筋などの表層筋（以下グローバル筋）の収縮力を減少させることで、椎体間の圧迫力を増加させ剛性を高める<sup>1) 2)</sup>といわれている。そして、それらは物体の重さを予測されている上での、中枢神経系（Central Nervous System : CNS）のコントロールによって生じるとされている。予測がない際の物体を受け取る動作における多裂筋の収縮反応変化<sup>3)</sup>には、物体落下を受け取る時の予測の有無が多裂筋収縮に変化をもたらし、腰椎安定化に大きく影響を与えている可能性があると報告されている。しかし、物体を自ら動か

す時に予測外の重さであったときの、多裂筋を含めた体幹筋の反応変化の報告はまだなされていません。

本研究では、成人男性において端座位で物体を挙上するときに、「予測した重さの物体を挙上する場合」と「予測した重さ以上の物体を挙上する場合」の体幹におけるローカル筋とグローバル筋の筋収縮反応の傾向を解明することを目的とし、予測よりも重い重量物を挙上したときの、ローカル筋の筋放電開始時間の変化およびグローバル筋の筋放電開始時間の変化を表面電極およびワイヤ電極にて分析し、全被検者および腰痛既往の有無により、各々の筋の筋放電開始時間の出現差違について比較検討した。

## II. 方法 method

### 1. 被検者

実験実施時に腰痛の訴えがなく、本研究への同意を示した成人男性 6 名（年齢  $25.5 \pm 1.6$  歳、身長  $174.1 \pm 8.1$ cm、体重  $64.8 \pm 7.4$ kg、利き手は全例右側、右上肢長  $74.0 \pm 4.9$ cm）を被検者とした。そのうち過去に腰痛の訴えがなかったもの 2 名（被験者 A、B）、過去に腰痛の訴えがあったもの 4 名（被験者 C～F）であった。被検者には研究の趣旨を文書ならびに口頭にて説明し、研究内容を十分に理解してもらった上で同意を得、整形外科医立会いのもと実施した。なお、本研究は早稲田大学スポーツ科学学術院、人を対象とする研究等倫理委員会の承認を得て実施した。

### 2. 動作課題

動作開始肢位は背もたれなしでの端座位とした。テーブル上の重量物の位置は被検者の正中線上で上肢長から 5cm 引いた位置で、臍の高さとした。

テーブル上に提示された重量物をライト点灯による光刺激を合図に右上肢で目標目線ライン上の高さまですばやく挙上するように指示した（以下、挙上動作）。

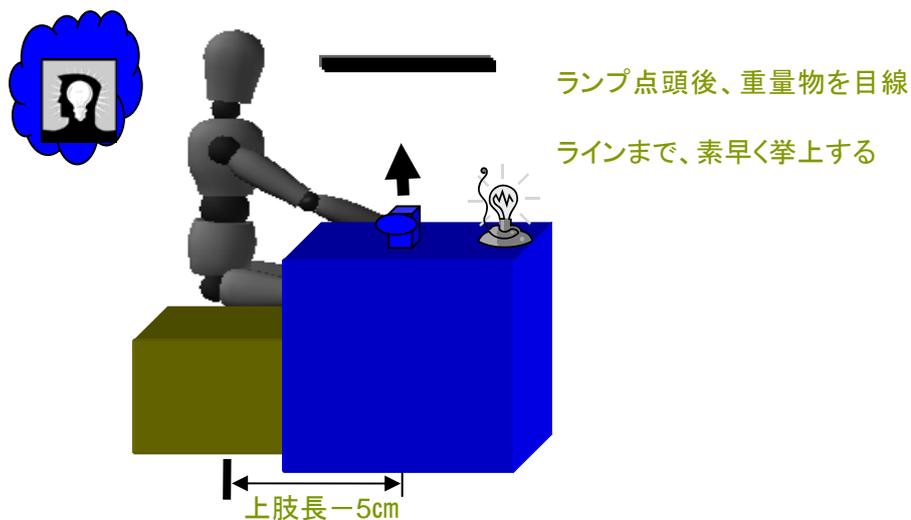


図 1 挙上動作

以下、1) から 5) までの動作をおこない、2)、3)、5) にて筋電計測および記録をおこなった。重量物は外観がまったく同じもので 1.0kg と 4.0kg の 2 種類 (図 2) を使用した。挙上動作は重量物の重さを認識している場合の 1.0kg (以下、予測 1.0kg) と 4.0kg (以下、予測 4.0kg) の 2 種類と、重さを 1.0kg と認識させて実際は 4.0kg を挙上させる場合 (以下、予測外 4.0kg) の 1 種類、計 3 種類でおこなった。

#### 1) 1.0kg 認識

1.0kg の重量物をテーブル上に提示し挙上動作を 10 回繰り返し物体の質量認識および挙上方法の学習をおこなった。

#### 2) 予測 1.0kg 挙上動作・測定

1) と外見・質量ともに同様の重量物をテーブル上へ提示し、挙上動作時の筋活動を測定した (1 回)。

#### 3) 予測外 4.0kg 挙上動作・測定

1) と外見は同じであるが重さが 4.0kg の重量物をテーブル上に提示、挙上動作時の筋活動を測定した (1 回)。

なお、被検者には重量を変えたことが分からない様にして同様の挙上動作を行わせた。

#### 4) 4.0kg 認識

4.0kg の重量物をテーブル上に提示し挙上動作を 10 回繰り返し物体の質量を認識させた。

#### 5) 予測 4.0kg 挙上動作・測定

4) と同じ重量物をテーブル上に提示し挙上動作時の筋活動を測定した (1 回)。

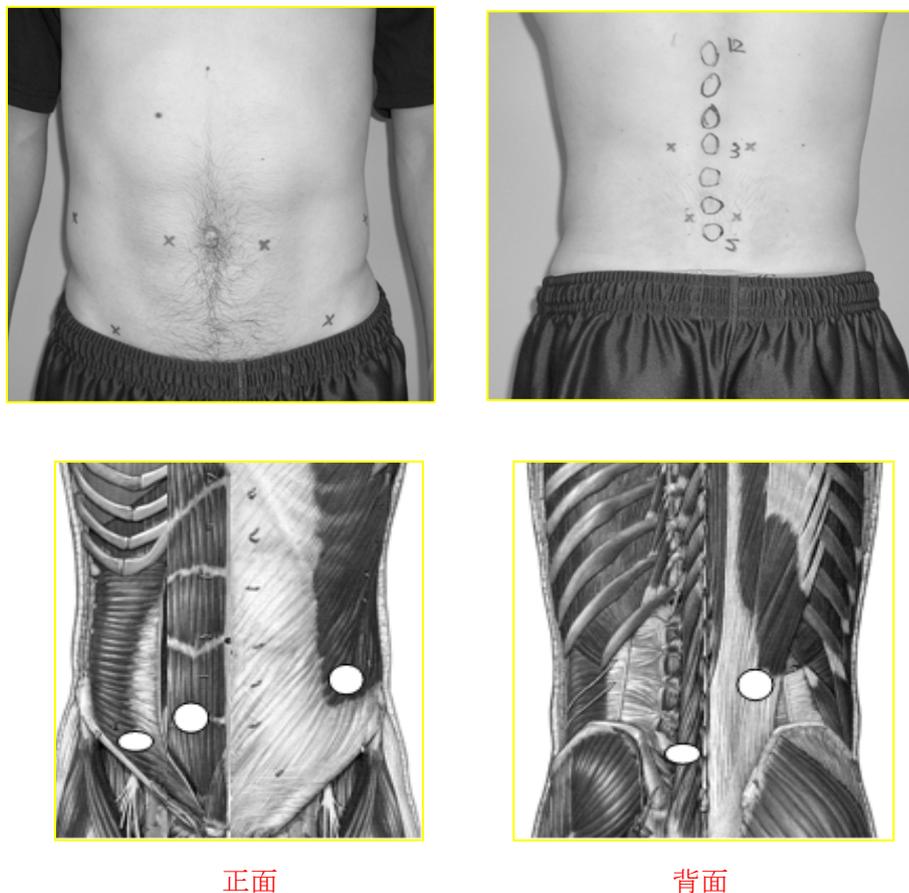


図 2 使用重量物

### 3. 筋電計測 (Electromyography、以下EMG)

被検筋はいずれも左右両側の、腹横筋、多裂筋、腹直筋、外腹斜筋、脊柱起立筋の左右5筋ずつ計10筋とした。

電極は、左右腹直筋 (RRA、LRA)、左右外腹斜筋 (ROE、LOE)、左右脊柱起立筋 (RES、LES) には表面電極を用いた。体幹深部にあるローカル筋は、表面電極では筋活動を導出することが困難であるため、左右腹横筋 (wRTrA、wLTrA)、左右多裂筋 (wRMF、wLMF) に対しては後述のワイヤ電極を用いた (図3)。



○：ローカル筋 (腹横筋、多裂筋)

○：グローバル筋 (腹直筋、外腹斜筋、脊柱起立筋)

各筋ともに左右を計測筋とし、ローカル筋にはワイヤ電極、グローバル筋には表面電極を使用した。

図3 被検筋

ワイヤ電極：ローカル筋群

腹横筋、多裂筋（L5/S1レベル）

ワイヤ電極はステンレス製であり、直径 25 $\mu$ m を 2 本貼り合わせて双極誘導できるように使用した。それぞれのワイヤはウレタンコーティングにより絶縁された後に、先端をそれぞれ 2mm ずつ剥がし電極間距離が 5mm となるように貼り合わせた（図 4-A）。

ワイヤ電極は生体内に刺入するために、あらかじめカテラン針に通しておいた（図 4-B）。カテラン針は 23G (0.65mm)  $\times$  60mm のものを使用した。ワイヤ電極をカテラン針に通した状態でオートクレーブ（高圧蒸気滅菌器）により、肝炎ウィルスはもちろんほとんどの微生物が死滅するといわれる 132 $^{\circ}$ C、2 気圧を 10 分間で滅菌処理を行った。

標的部位をアルコールで清拭後、超音波にて確認しながら整形外科専門医によりカテラン針とワイヤ電極を刺入した（図 5）。刺入後カテラン針を抜去し筋内に到達したことを確認するために、1V の強度でワイヤ電極を通じて電気刺激をおこないターゲットである筋の収縮を超音波画像にて確認した。

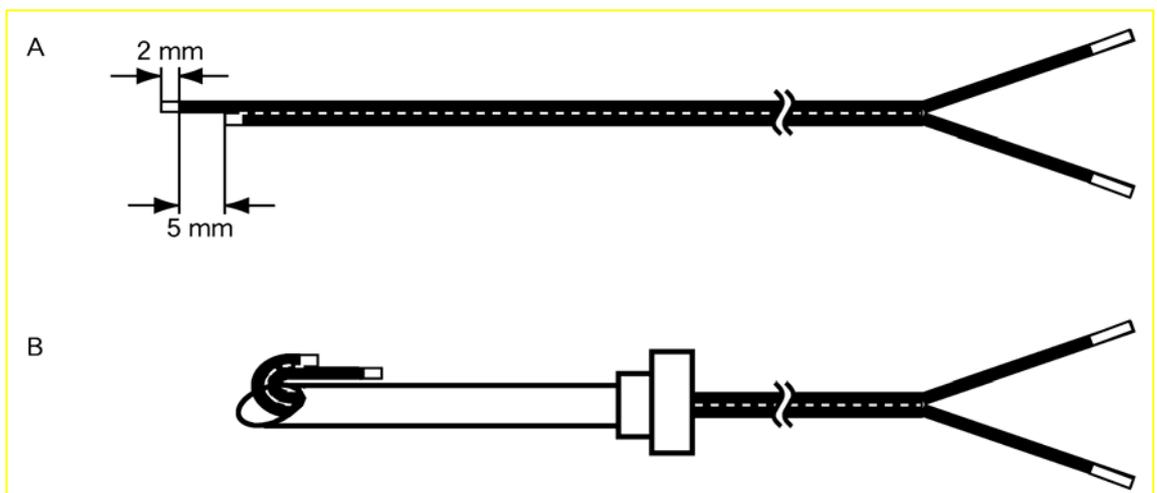
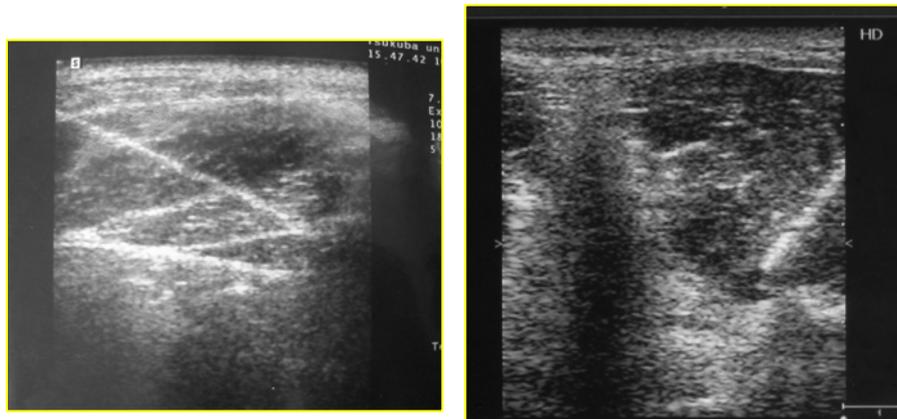


図 4 ワイヤ電極



腹横筋

多裂筋

図 5 ワイヤ電極刺入時の超音波画像

表面電極 : グローバル筋群

腹直筋（臍部外側 3 cm レベル）、外腹斜筋（肋骨下角と腸骨棘の中間部）、脊柱起立筋（L3 棘突起外側 3 cm レベル）

表面電極および不関電極には皮膚表面電極のディスポ電極 F ビトルード（日本光電工業株式会社製）を用いた（図 6）。電極間距離は 10mm とした。ディスポ電極の添付部位を皮膚前処理剤のスキンピュア（日本光電工業株式会社製）で角化層の除去を十分におこないアルコール綿にて拭き取りディスポ電極を添付し固定した。アース電極は胸骨の皮膚上に固定した。全被検者の添付された電極のインピーダンスは 5k Ω 以下にした。

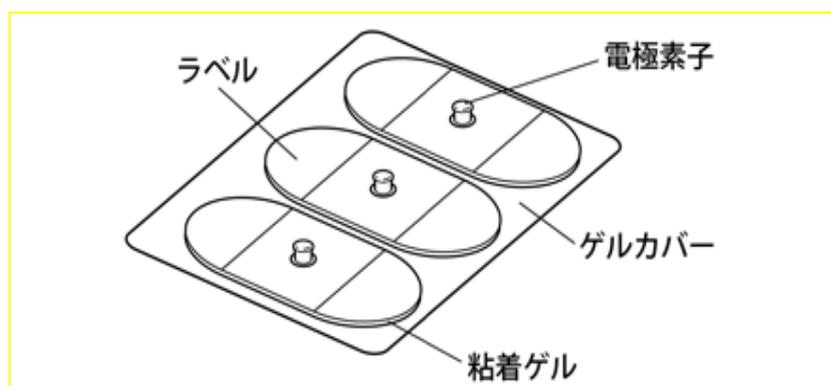


図 6 表面電極

光刺激および重量物挙上時とそのときの各電極から得られた電気信号は、増幅器（MEG-6116、JB-640J：日本光電社製）により増幅し、サンプリング周波数 1000Hz でデジタル変換されパーソナルコンピュータ内の VitalRecorder2（キッセイコムテック株式会社製）を使用し記録した。光刺激および物体挙上時をトリガーとし、各筋の筋放電活動開始が認められるまでの時間を計測し各条件間の差違について比較検討した。記録の際には他の機器からのアーチファクトなどノイズが混入していないことをモニターにて確認した。

#### 4. 測定処理とデータ解析

デジタル変換され記録されたデータは BIMTUS-Video（キッセイコムテック株式会社製）で読み込み、モーションアーチファクトを除去し全波整流をおこなった。その後、光刺激（トリガー1）と物体挙上（トリガー2）までの時間差と光刺激から各々の筋電波形の筋放電開始時までの時間差（潜時）を算出した。筋放電開始時点は以下のように定義した。各被検者ごとに光刺激以前の開始肢位にてできる限りリラックスした筋電の信号を記録し、光刺激を与える 3 秒間前の信号をサンプリングし全波整流後 10msec ごとに加算積分値の平均値および標準偏差（SD）を求め各筋それぞれの動作前基準値とした。光刺激以降も 10msec ごとに処理をおこない、基準値から+2SD にて域値を設定し域値を超えた時点を筋放電開始時点とした。

統計的解析として光刺激から物体挙上までの時間差および各筋に、各条件で違いが生じるかを調べるため Friedman test を用いておこなった。更に条件ごとに各筋の潜時比較をおこなうため Kruskal-Wallis test を用い、有意差が出現した条件に関してはボンフェローニの不等式にて修正し多重比較試験をおこなった。

### III. 結果 results

#### 1. 光刺激から物体挙上までの時間（表 1）

光刺激（トリガー1）から物体挙上（トリガー2）までに要した時間は、予測 1.0 kg、予測外 4.0kg、予測 4.0kg の条件の違いによって有意差を認められなかった。

表 1 各条件による光刺激から挙上動作までの時間比較（n=6）

Task	Mean(ms)	SD(ms)
予測 1.0kg.	269.17	96.51
予測外 4.0kg.	270.67	21.59
予測 4.0kg.	260.33	38.85

P = 0.235

#### 2. 各被検筋の条件別の平均潜時（表 2、3）

各被検筋毎の、各条件における平均潜時を、腹部筋群を表 2 に、背部筋群を表 3 に示す。腹直筋、外腹斜筋（図 7）には、予測外 4.0kg 挙上時では予測時に比べて潜時が短い傾向がみられたが、統計学的解析では、いずれの筋、条件においても有意な差は認められなかった。また、腹横筋の予測 1.0kg と予測外 4.0kg ではほぼ同じ潜時を示したが予測 4.0kg では早期に筋放電を開始する傾向がみられた（図 8）。

表 2 腹部筋群（腹直筋 RA、外腹斜筋 OE、腹横筋 TrA）における潜時

	Task	Mean(ms)	SD(ms)	$\chi^2$	P
RRA (n=5)	予測 1.0kg.	422.00	273.62	2.8	0.82
	予測外 4.0kg.	174.00	130.88		
	予測 4.0kg.	270.00	121.45		
LRA (n=4)	予測 1.0kg.	550.00	268.20	3.5	0.17
	予測外 4.0kg.	147.50	112.66		
	予測 4.0kg.	285.00	148.88		
ROE (n=6)	予測 1.0kg.	351.67	218.03	1.3	0.51
	予測外 4.0kg.	206.67	126.91		
	予測 4.0kg.	203.33	67.43		
LOE (n=6)	予測 1.0kg.	445.00	290.91	3.0	0.22
	予測外 4.0kg.	221.67	152.11		
	予測 4.0kg.	171.67	63.38		
wRTrA (n=5)	予測 1.0kg.	280.00	159.37	0.7	0.69
	予測外 4.0kg.	298.00	180.19		
	予測 4.0kg.	216.00	81.12		
wLTrA (n=5)	予測 1.0kg.	246.00	68.77	2.8	0.25
	予測外 4.0kg.	276.00	138.67		
	予測 4.0kg.	154.00	103.10		

表 3 背部筋群（脊柱起立筋 ES、多裂筋 MF）における潜時

	Task	Mean(msec)	SD(msec)	$\chi^2$	P
RES (n=6)	予測 1.0kg.	176.67	88.92	1.3	0.51
	予測外 4.0kg.	193.33	88.24		
	予測 4.0kg.	160.00	76.42		
LES (n=6)	予測 1.0kg.	140.00	105.83	4.1	0.12
	予測外 4.0kg.	136.67	51.25		
	予測 4.0kg.	140.00	67.82		
wRMF (n=6)	予測 1.0kg.	135.00	45.93	1.7	0.44
	予測外 4.0kg.	146.66	51.25		
	予測 4.0kg.	151.66	60.80		
wLMF (n=6)	予測 1.0kg.	126.67	66.53	1.7	0.44
	予測外 4.0kg.	116.67	59.89		
	予測 4.0kg.	186.67	73.12		

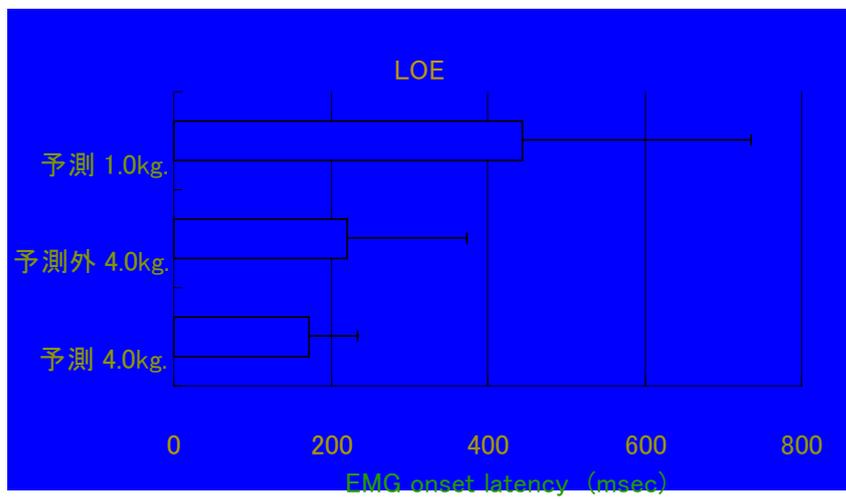
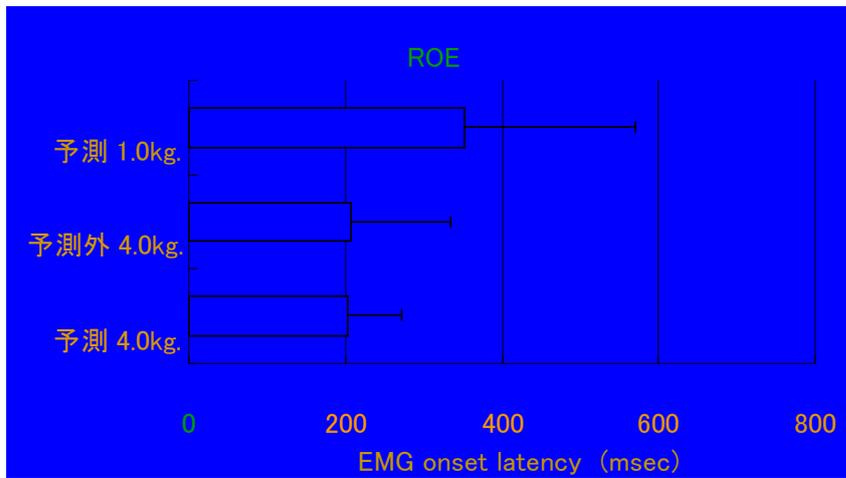


図7 条件の違いによる左右外腹斜筋の潜時(msec)

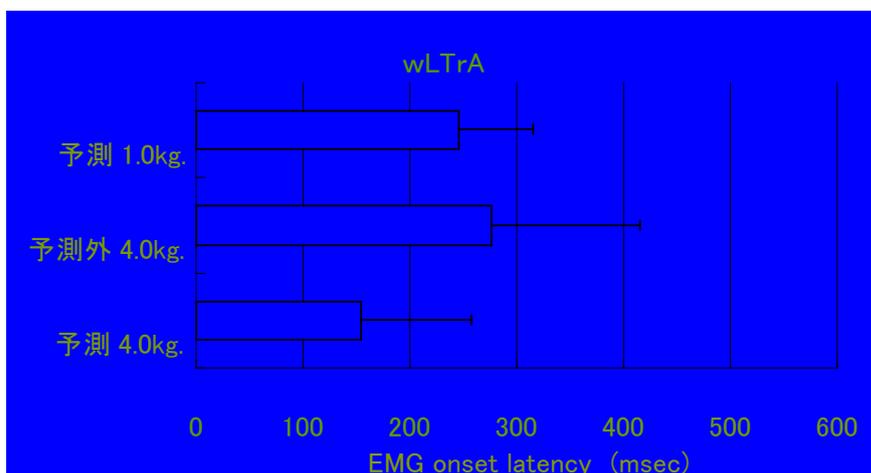
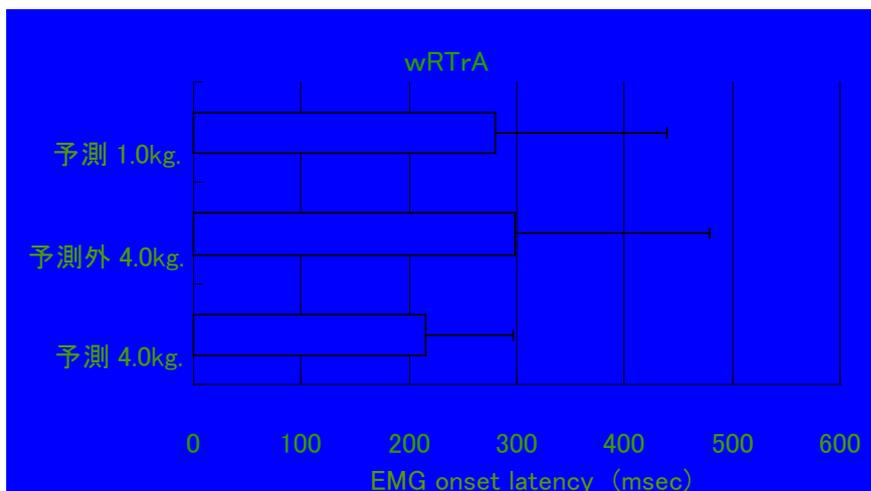


図8 条件の違いによる左右腹横筋の潜時(msec)

### 3. 各条件における全被検筋の潜時比較 (表 4)

各条件における全被検筋の潜時を図9のグラフに表す。腹横筋群に比べ背部筋群では潜時が短くなっていた。また、腹部筋群のローカル筋とグローバル筋の潜時を各条件で比較すると、予測ありの条件ではローカル筋(腹横筋)の潜時がグローバル筋に比較して短く、予測のない予測外 4.0kg の条件においてはローカル筋の潜時がグローバル筋に比較して長くなっていた。

統計学的解析として、各条件毎の全被検筋の潜時を Kruskal-Wallis test を用いて比較解析した。結果を表 4 に示す。予測外 4.0kg ( $p=0.323$ )、予測 4.0kg. ( $p=0.346$ )と各筋の潜時に有意な差を認めなかった。予測 1.0kg の条件においては有意差があると認められた ( $p=0.003$ )が、その後、ボンフェローニの不等式にて修正し多重比較試験をおこなった結果では各筋の潜時に有意差を認めなかった。(図 9)

表 4 各条件による各筋の潜時 (msec)

	予測 1.0kg.	予測外 4.0kg.	予測 4.0kg.
RRA	421.7±244.7	188.3±122.2	270.0±121.5
LRA	550.0±232.3	205.0±130.4	255.0±144.3
ROE	351.7±218.0	206.7±126.9	203.3±67.4
LOE	445.0±290.9	221.7±152.1	171.7±63.4
wRTrA	305.0±155.1	298.0±180.1	195.0±88.9
wLTrA	246.0±68.8	263.3±127.9	148.3±93.3
RES	176.7±88.9	193.3±88.2	160.0±76.4
LES	140.0±45.9	136.7±51.3	140.0±67.8
wRMF	135.0±45.9	146.7±51.3	151.7±60.8
wLMF	126.7±66.5	116.7±59.9	186.7±73.1
H値	24.77	10.35	10.06
$\chi^2(0.95)$	16.92	16.92	16.92
P 値	0.003	0.323	0.346

Mean±S.D

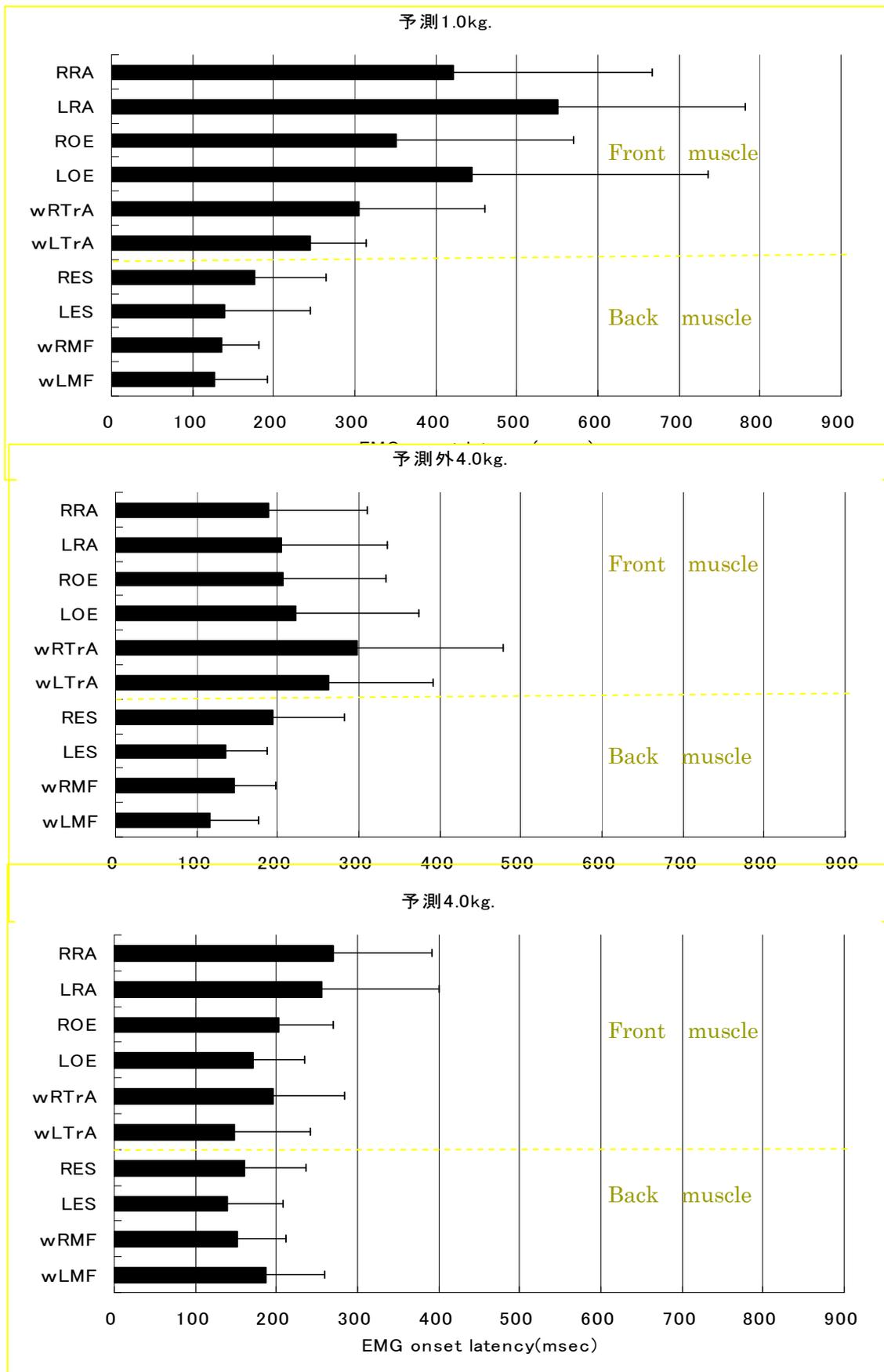


図9 各条件による各筋の潜時 (msec)

#### 4. 各被験者毎の腹部筋群（RTrA に対しての RA および OE）の潜時比較

被検筋の潜時には個体差が大きく、被験者も 6 名と少ないため平均値の比較を行うことによっては有意な差を認めなかったため、各被験者毎の各被検筋の筋放電パターンを解析した。

##### 1) 予測 1.0kg.

予測 1.0kg の条件時の腹直筋・外腹斜筋と右腹横筋の潜時を図 10 に示す。ローカル筋である右腹横筋の潜時は、グローバル筋である腹直筋・外腹斜筋より、被験者 E を除き、短いかほぼ同じであった。

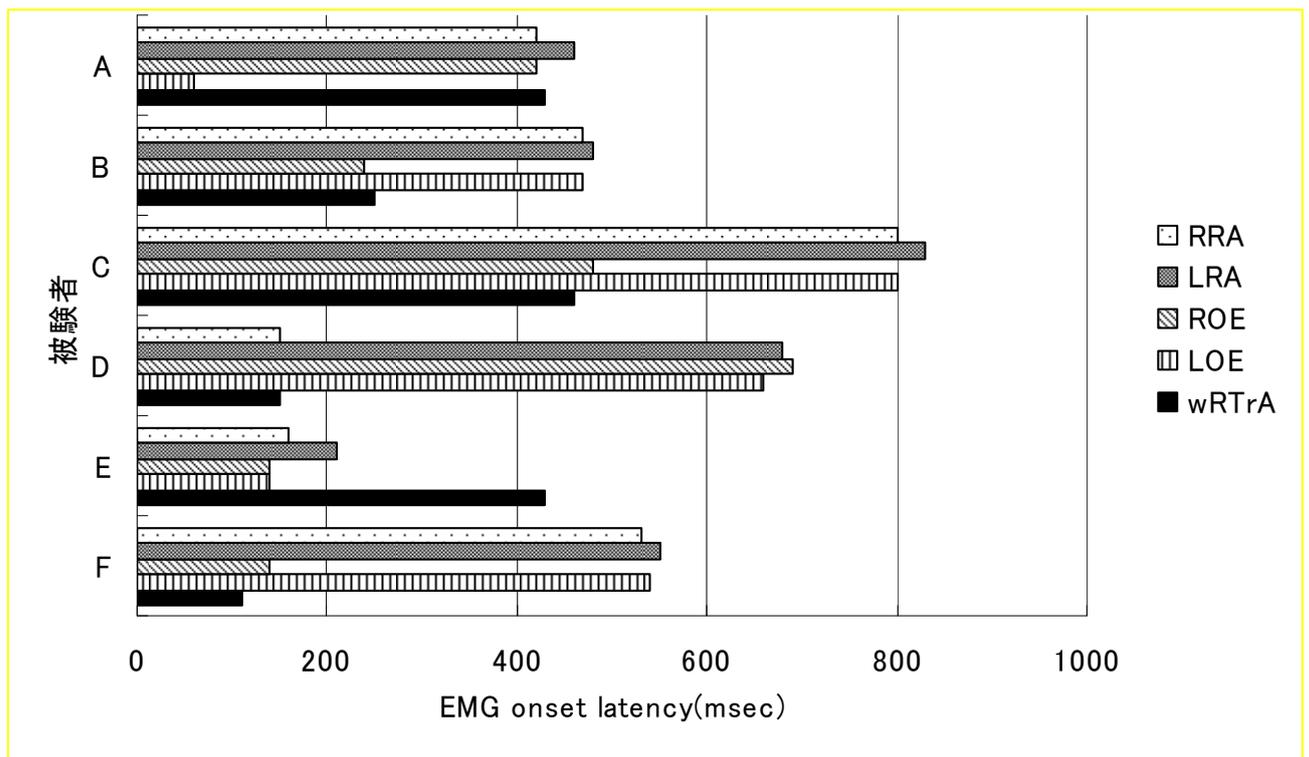


図 10 被検者ごとによる腹直筋 (RA)・外腹斜筋 (OE) 右腹横筋 (RTrA) との比較 (予測 1.0kg)

2) 予測外 4.0kg.

予測外 4.0kg の条件時の腹直筋・外腹斜筋と右腹横筋の潜時を図11に示す。右腹直筋と右腹横筋の潜時を各被験者で比較すると、腹横筋が腹直筋よりも早く活動を示したものは腰痛の既往を有さない被験者A、Bであり、遅く活動したものは腰痛の既往を有する被験者C、D、E、Fであった。

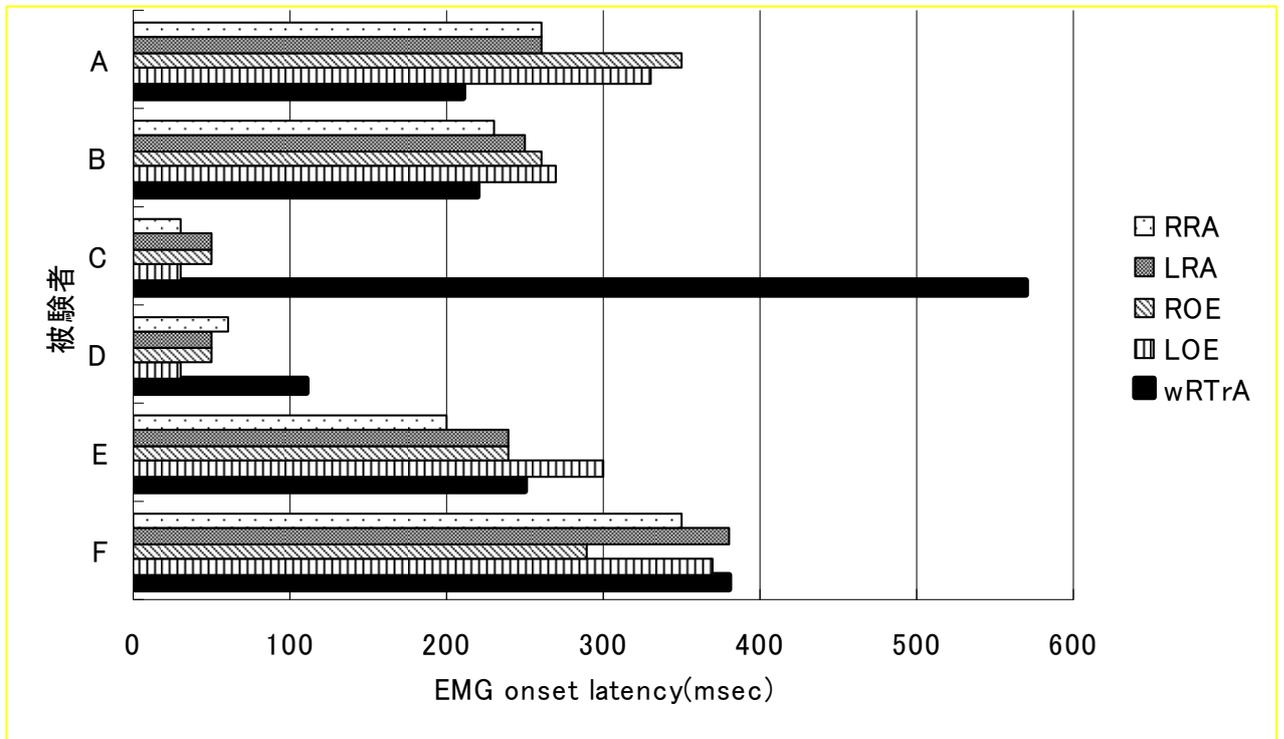


図11 被検者ごとによる腹直筋(RA)・外腹斜筋(OE)と右腹横筋(RTrA)との比較(予測外4.0kg)

3) 予測 4.0kg.

予測 4.0kg の条件時の腹直筋・外腹斜筋と右腹横筋の潜時を図 12 に示す。ローカル筋である右腹横筋の潜時は、グローバル筋である腹直筋・外腹斜筋より、被験者 A、F を除き、短いかほぼ同じであった。

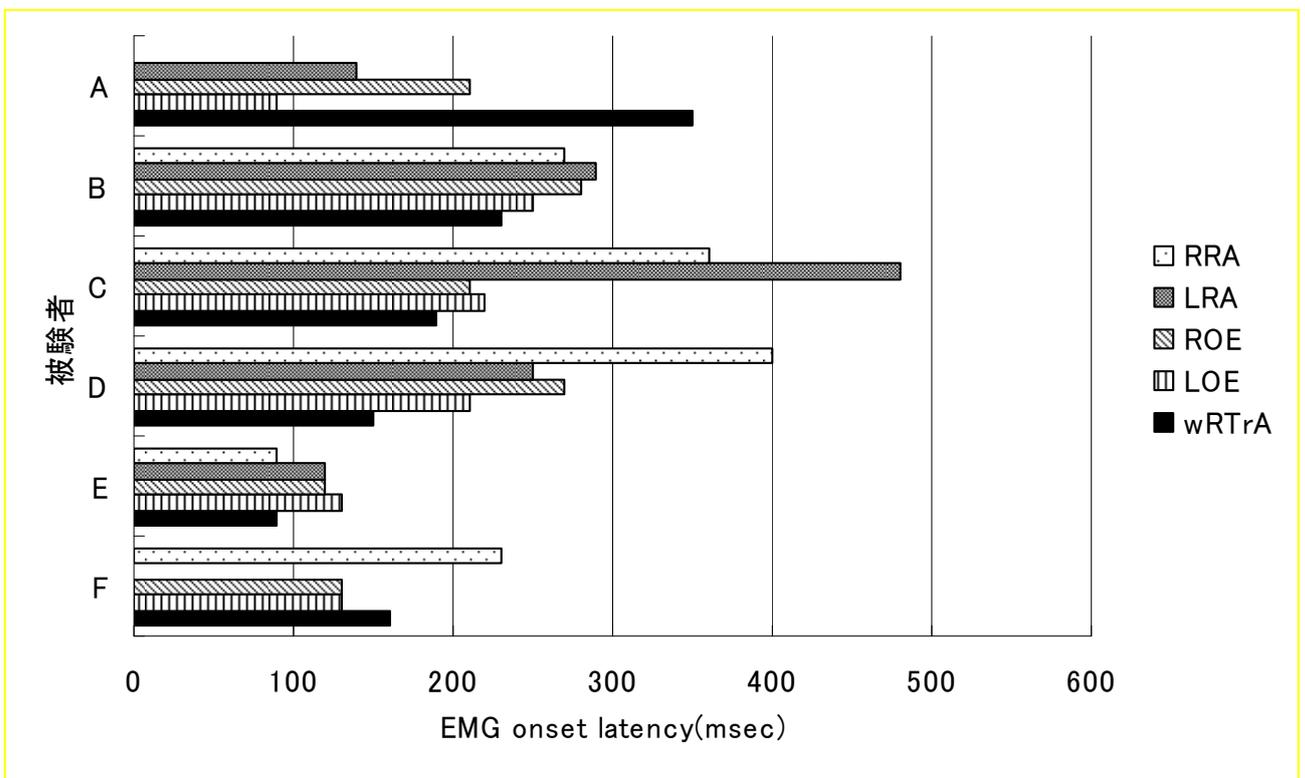


図 12 被検者ごとによる腹直筋(RA)・外腹斜筋(OE)と右腹横筋(RTrA)との比較(予測 4.0kg.)

#### IV. 考察 discussion

脊柱の合成が最小になるといわれている中間位周辺は、脊柱における筋やそれらを制御する中枢・末梢神経系が関節の安定性に大きく影響を与える<sup>4) 5)</sup>といわれている。また、安静立位において姿勢制御には、足関節や股関節などの運動戦略が大きくかかわる<sup>6)</sup>とされている。今回の研究は、姿勢制御に関する運動戦略の影響を最小限に抑えながら脊柱、体幹における筋反応を確認するために脊柱中間位での端座位を開始肢位とした。そして光刺激後に右上肢での物体挙上動作をできるだけ速やかにおこない、そのときの体幹筋の筋放電開始時間に、重量物の重さの予測有無でどのような影響を与えるのかを検討した。重量物挙上の予測の有無は、重さを認識した後に挙上する場合（予測 1.0kg）（予測 4.0kg）の2条件、重さを1.0kgと認識させて4.0kgを挙上させる場合（予測外 4.0kg）の1条件、合計3条件にて実施した。各条件は予測 1.0kg、予測外 4.0kg、予測 4.0kgの順序にておこなった。

重量物の重さを予測している場合（予測）、または予測しているよりも重いものを挙上した場合（予測外）において、光刺激から重量物挙上までの時間には、すべての条件間で統計学的に有意な時間差が認められなかった（表 1）。上肢での肩関節屈曲に伴う物体挙上動作などでは、主動作による重心動揺を最小限に抑えるために、姿勢を調節する先行随伴性姿勢調節（anticipatory postural adjustments : APA）が CNS からの指令により働くとされている<sup>7)</sup>。今回の重量物挙上動作では、重量物の重さを変化させているが、挙上時間に差が認められなかったことから挙上条件を変化させても CNS からのコントロールにより重量物変化に対応した姿勢調整、つまり APA が適切におこなわれていたのではないかと考えられた。また、今回は各筋が条件の違いにより潜時に違いが出現するかを検討したが、いずれの筋に関しても有意差は認められなかった（表 2、3）。さらに各条件における各筋の潜時の違いにおいても有意差は認められなかった（表 4）。これは被験者数が少なかったために、潜時にばらつきが大きく一定の傾向がみられなかったためと考えられる。

今回統計学的には各筋の潜時に有意差は認められなかった。しかし、背部筋である多裂筋や脊柱起立筋は腹部筋群に比べ潜時が短い傾向がみられた (図 9)。Horak ら<sup>8)</sup> は片側上肢の運動をおこなうときに、運動に先行して背部筋が収縮するという報告をしており、また Gracovetsky ら<sup>9)</sup> は多裂筋と脊柱起立筋群の筋収縮にて、腰背筋膜を緊張させ脊柱を安定させているメカニズムをモデル化させている。今回の研究でも背部筋群の潜時が短い傾向がみられたことより、肩関節屈曲による挙上動作で、体幹を安定させるために背部筋群が腹部筋群に比べ早期に筋放電を開始し、脊柱の剛性を高めている可能性が示唆された。

腹横筋に関しては、動作の際には身体の中の筋群よりも先に収縮を開始する<sup>2)</sup> といわれているが、本研究では腹横筋の潜時が他の筋群よりも有意に短くなることは認められなかった。しかし重さを予測しているときには、外腹斜筋や腹直筋に比べ早期に筋放電が開始される傾向がみられた (図 9)。さらに腹横筋の予測時 1.0kg と予測外 4.0kg の潜時はほぼ同じ時間の約 200~300msec であったが、予測時 4.0kg の潜時は短くなる傾向が見られた (図 8)。つまり、1.0kg より 4.0kg と重量があると認識し物体を挙上する場合には、腹横筋を早期に収縮させるよう CNS が調整している可能性があると考えられた。Hodges ら<sup>10)</sup> はローカル筋とグローバル筋のコントロールが異なるという報告をしており、今回はその報告と同様にローカル筋群、グローバル筋群それぞれの筋放電開始時間に差違が出現したのではないかと考えられた。

今回、被検筋の潜時には個体差が大きく被験者も 6 名と少ないため、上述のように平均値の比較を行うことによって有意な差を認めなかった。そのため各被験者毎の各被検筋の筋放電パターンを解析した。その結果、予測時には 1.0kg、4.0kg とともに、ローカル筋である腹横筋が早期に筋放電を開始し、その後グローバル筋群である外腹斜筋や腹直筋が、腹横筋の活動に遅れて筋放電を開始する傾向が、腰痛の既往にかかわらずみられた (図 10、図 12)。しかし、過去に腰痛の訴えがあるものに関しては予測外 4.0kg ではローカル筋が、グローバル筋群に遅れて筋放電を開始する傾向がみられた (図 11)。つまり、重量を正しく予測している条件ではローカル筋群はグローバル筋に先立って筋放電を開始したが、腰痛

既往を持つものに関しては、予測以上の重さを挙上した場合にグローバル筋がローカル筋より早期に筋放電を開始したという事である。

グローバル筋は、最大収縮時に脊椎の分節コントロールが低下し、グローバル筋システムが適切に働いている場合であっても、ローカル筋システムが適切に機能せずに椎間運動が十分コントロールされない可能性がある<sup>11) 12)</sup>といわれている。また、腰痛などの痛みが認められる場合には、上肢を動かしたときに腹横筋の開始が遅延する<sup>2) 13)</sup>と報告されている。腰椎の安定化には腹横筋と多裂筋の協調的な収縮が重要<sup>1)</sup>であり、本研究では、過去に腰痛の訴えがあったものは予測より重い物体を挙上した場合に腹横筋の収縮が遅延する事で、椎間の安定やコントロールが十分にされていない可能性があるのではないかと考えられた。また、この事により現在腰痛の訴えがなくても過去に何らかの腰痛の訴えがあったものは、予測できていない状態でより重い物体を挙上した場合、腰痛患者と同様に腹横筋の収縮が遅延し脊柱の不安定性が増す可能性が考えられた。

ローカル筋の筋活動を正確に導出するためには身体に侵襲を加えるワイヤ電極にて計測する必要があるため、被検者数を増やすことが難しく本研究に於いても6名の被験者の結果から解析を行った。今後さらに被検者数を増やし、健常者における予測有無による物体挙上時の体幹筋反応を分析するとともに、潜時のみならず収縮筋力を詳細に分析することで、ローカル筋とグローバル筋の反応の違いを確認していくことが課題である。その後、有訴者が多い腰痛の予防や治療のために、健常成人における体幹筋収縮の研究結果を踏まえ、腰痛の一要因の検討ならびに日常生活への腰痛予防のための動作指導へと応用していきたい。

## V. まとめ conclusions

1. 予測した重さの重量物と、予測したよりも重い重量物を挙上したときの、体幹筋の筋放電開始時間の変化を表面電極およびワイヤ電極にて分析し、各筋の筋放電開始時間の出現差違について比較検討した
2. 被検者は実験実施時に腰痛の訴えがなく、本研究への同意を示した成人男性 6 名とした（腰痛既往なし 2 名、腰痛既往 4 名）
3. 被検筋の潜時には個体差が大きく被験者も少なかったため、統計学的には各筋の潜時に有意差は認められなかった。その後、より詳細に分析するため、各被験者毎の各被検筋の筋放電パターンを解析した
4. 重量を正しく予測している条件ではローカル筋群はグローバル筋に先立って筋放電を開始したが、腰痛既往を持つものに関しては、予測以上の重さを挙上した場合にグローバル筋がローカル筋より早期に筋放電を開始した
5. 今後、被検者数を増やし、予測有無による物体挙上時の体幹筋反応を分析するとともに、潜時のみならず収縮筋力を詳細に分析することで、ローカル筋とグローバル筋の反応の違いを確認していく

## VI. 文献 references

1. Carolyn Richardson, Gwen Jull, Paul W. Hodges, Julie Hides : Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain : 1999
2. Paul W. Hodges , Carolyn Richardson : Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain : a motor control evaluation of transversus abdominis. Spine21 : 2640-2650 1996
3. G. Lorimer Moseley, Paul W. Hodges, Simon C. Gandevia : External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. The journal of physiology, 547.2 : 581-587 2003
4. Panjabi MM: The stabilizing system of the spine. Part I : Function, dysfunction, adaption, and enhancement. Journal of Spinal Disorders 5 : 383-389 1992
5. Panjabi M M : The stabilizing system of the spine. Part II : Neutral zone and stability hypothesis. Journal of Spinal Disorders 5 : 383-389 1992
6. Anne Shumway-Cook, Marjorie Woollacott 田中繁、高橋明監訳 : モーターコントロール運動制御の理論と臨床応用. 医歯薬出版株式会社 : 126-127 1999
7. Belen' Kii VY, Gurfinkel VS, Paltsev YI : Elements of control of voluntary movement. Biofizika12 : 135-141 1967
8. Horak FB , Esselman P , Anderson ME : The effects of movement, velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry 47 : 1020-1028 1984
9. Gracovetsky S, Farfan H F, Lamy C : A mathematical model of the lumbar spine using an optimized system to control muscles and ligaments . Orthopedic Clinics of North America 8 : 135-153 1977

10. Paul W. Hodges, Carolyn Richardson : Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task .  
Neuroscience Letters 265 : 91-94 1999
11. Cholewicki J, McGill S : Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurement. Journal of Biomechanics 25 : 17-28 1992
12. Gardner-Morse M, Stokes I A F, Lauble J P : Role of the muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. Journal of Orthopaedic Research 13 : 802-808 1995
13. Paul W. Hodges, G. Lorimer Moseley, Anna Gabrielsson, Simon C Gandevia : Acute experimental pain changes postural recruitment of the trunk muscles in pain-free humans. Experimental Brain Research, in press : 2003
14. Carolyn Richardson, Paul W. Hodges, Julie Hides 齋藤昭彦訳 : Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization : A Motor control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain Second edition. 医学書院 : 2008
15. 木塚朝博、増田正、木竜徹、佐渡山亜兵 : バイオメカニズムライブラリー 表面筋電図. 東京電機大学出版局 : 2006