

肩関節運動における体幹筋の筋活動開始時間解析  
～体幹の preparatory motion に基づいたフィードフォワード活動～

Analysis of activity onset of trunk muscles during shoulder movements  
～ Feedforward activation based on preparatory trunk motion ～

2022 年度

北海道医療大学大学院リハビリテーション科学研究科

リハビリテーション科学専攻

生体構造機能・病態解析学分野 氏名：山根 将弘

## 【要旨】

本研究の目的は肩関節運動時の体幹深層筋と表層筋の筋活動開始時間(onset)を計測し、onset が筋間で異なるかどうかを示すことである。

健康成人男性 13 名を対象に片側 6 種類、両側 3 種類、非対称 2 種類の肩関節運動時の右大腰筋、腰方形筋、腹横筋、多裂筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋の onset を算出した。

フィードフォワード活動が大腰筋と腰方形筋は左肩屈曲・外転時に、腹横筋は左肩運動すべて、右肩伸展、両側肩屈曲時、左肩屈曲-右肩伸展時に、多裂筋は肩屈曲、左肩伸展-右肩屈曲時に、腹直筋で肩伸展時に、外腹斜筋は左肩外転、右肩屈曲、両側肩屈曲・伸展、左肩伸展-右肩屈曲時に、内腹斜筋は左肩屈曲、右肩伸展、両側肩運動、左肩屈曲-右肩伸展時にそれぞれ見られた。フィードフォワード活動を示した体幹筋間の onset に差はなかった。

本研究の結果は肩関節運動時の体幹筋のフィードフォワード活動と onset の筋間の違いを明らかにし、体幹運動制御へ関与する可能性のある体幹筋が示された。

## 【Abstract】

The purpose of this study was to measure the onset of electromyographic activity of the deep and superficial trunk muscles during rapid shoulder movements and to clarify whether the onset differed between muscles.

Thirteen men participated in this study. The onsets of activity of the right deep trunk muscles (psoas major [PM], quadratus lumborum [QL], transversus abdominis [TrA], and lumbar multifidus muscle [MF]) and superficial trunk muscles (rectus abdominis [RA], external oblique [EO] and internal oblique muscle [IO]) were measured as participants performed six types of unilateral, three types of bilateral, and two types of asymmetrical rapid shoulder movements.

Feedforward activation appeared for the PM and QL during left shoulder flexion and abduction, for the TrA during all left shoulder movements, right shoulder extension, bilateral shoulder flexion, and left shoulder flexion-right shoulder extension, for the MF during all shoulder flexion and left shoulder extension-right shoulder flexion, for the RA during all shoulder extension, for the EO during left shoulder abduction, right shoulder flexion, bilateral shoulder flexion and extension and left shoulder extension-right shoulder flexion and for the IO during left shoulder flexion, right shoulder extension, all bilateral shoulder movements and left shoulder flexion-right shoulder

extension, respectively. There was no difference in the onset among the trunk muscles that demonstrated feedforward activation.

The results of this study clarified feedforward activation of trunk muscles during shoulder movements and differences in the onset among trunk muscles, indicating trunk muscles that may be involved in postural control.

【キーワード】 素早い肩関節運動, フィードフォワード体幹筋活動, 筋電図, 健康成人男性, 体幹運動制御

## 【目次】

I	序論	1
I-1	研究背景	1
I-1-1)	肩関節と体幹筋との関係	1
I-1-2)	体幹部におけるローカル筋とグローバル筋	2
I-1-3)	体幹深層筋・表層筋の作用に関する研究	3
I-1-4)	肩関節運動時の体幹深層筋・表層筋の筋活動計測	5
I-1-5)	ワイヤ筋電図を用いた体幹深層筋計測の妥当性	7
I-1-6)	本研究の新規性	8
I-1-7)	本研究の課題設定と計測条件について	8
I-1-8)	研究の意義	9
II	目的	11
III	方法	12
III-1	対象	12
III-2	計測方法	13
III-2-1)	筋電計測	13
III-2-2)	計測手順	15
III-2-3)	データ解析	15
III-2-4)	統計解析	16
IV	結果	18
IV-1	肩関節運動時の体幹筋の onset 比較	18
IV-1-1)	肩関節屈曲運動	18
IV-1-2)	肩関節伸展運動	18
IV-1-3)	肩関節外転運動	19
IV-1-4)	肩関節非対称運動	20

V 考察	21
V-1 研究のまとめと新しい点	21
V-2 肩関節運動による reactive moment に対する体幹の preparatory motion	22
V-3 肩関節屈曲運動	22
V-4 肩関節伸展運動	24
V-5 肩関節外転運動	26
V-6 肩関節非対称運動	27
V-7 肩関節運動における筋間の onset の違い	28
V-8 臨床応用	29
V-9 研究限界	31
V-10 今後の展望	32
VI 結論	34
謝辞	35
学位論文の基礎となる原著	36
参考文献	37

## 【表目次】

表 1	体幹深層筋と体幹表層筋の作用 .....	1
表 2	肩関節運動における体幹筋活動を報告した研究 .....	2
表 3	肩関節運動における体幹筋の筋活動開始時間データの除外数 .....	4
表 4	肩関節運動における体幹筋の筋活動開始時間 .....	5
表 5	肩関節運動における体幹筋がフィードフォワード活動を示した被験者の割合 .....	6

## 【図目次】

図 1	ワイヤ電極の仕様	1
図 2	コードレスアクティブ電極ピッカ	2
図 3	有線電極	3
図 4	大腰筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像	4
図 5	腰方形筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像	5
図 6	腹横筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像	6
図 7	多裂筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像	7
図 8	ポリグラフシステム (RMT-1000)	8
図 9	ワイヤ電極と表面電極貼付部位	9
図 10	多チャンネルテレメータシステム (Web-1000)	10
図 11	筋電図波形	11
図 12	運動課題	12
図 13	肩関節屈曲・伸展・外転運動時の到達角度設定	13
図 14	肩関節屈曲運動における筋活動開始時間の比較	14
図 15	肩関節伸展運動における筋活動開始時間の比較	16
図 16	肩関節外転運動における筋活動開始時間の比較	18
図 17	肩関節非対称運動における筋活動開始時間の比較	20
図 18	肩関節運動によって起こると推定される体幹の preparatory motion	21
図 19	Hand-Knee エクササイズ	23
図 20	Elbow-Toe エクササイズ	24
図 21	Side-Bridge エクササイズ	25

【付録目次】

Appendix A 計測時の様子.....1



【略語】

- ボディマス指数 (Body mass index: BMI)
- 二乗平均平方根 (Root mean square: RMS)
- ミリ秒 (Millisecond: ms)
- 標準偏差 (Standard deviation: SD)
- 足圧中心 (Center of foot pressure: COP)

## 【用語の定義】

本論文で用いる主要用語の定義は以下に示す通りである。

### • onset

筋活動開始時間のことである。本研究では安静時の平均筋振幅+2 標準偏差の値が 50ms 継続した初めの点と定義する<sup>1)</sup>。

### • グローバル筋

グローバル筋は腰椎に直接付着せず骨盤及び胸郭に付着し、多分節間を横断する表層筋のことであり、脊柱運動時の体幹運動のための大きなトルクを生み出すことや体幹運動制御に寄与している。体幹部におけるグローバル筋は内腹斜筋（横行下部線維，斜行線維），外腹斜筋，腹直筋，胸最長筋胸部線維，腰腸肋筋の胸部線維で構成される<sup>2,3)</sup>。

### • ローカル筋

ローカル筋は起始もしくは停止が直接または間接的に腰椎に付着する筋のことであり、関節に適度な緊張を与えることで腰椎の分節的安定性に関与している。体幹部におけるローカル筋は腹横筋，内腹斜筋（胸腰筋膜付着：横行上部線維），腰方形筋，多裂筋，大腰筋で構成される<sup>2,3)</sup>。

### • 体幹深層筋

体幹深層筋は体幹深部に存在する筋を指す。体幹深層筋は表面筋電図では計測が困難な筋群であり、ワイヤ筋電図を用いて計測する必要がある。

本研究での体幹深層筋は大腰筋，腰方形筋，腹横筋，多裂筋と定義する。

### • 体幹表層筋

体幹表層筋は体幹表層に存在する筋を指す。体幹表層筋は表面筋電図で計測が可能な筋群である。

本研究での体幹表層筋は，腹直筋，外腹斜筋，内腹斜筋と定義する。

### • フィードフォワード活動

運動による質量中心の変位を最小化するために体幹と下肢の筋活動が関節運動開始前に起こる姿勢反応を指す<sup>4,6)</sup>。

筋活動が起きてから実際に関節に角加速度が発生するまでには 50ms 以上必要であり (電気力学的遅延), 角度が変化するまでには 80ms 以上必要である<sup>7)</sup>。最も早い反射である単シナプス反射でも最低 50ms 以上の潜時が必要であることから筋活動開始から 50ms 以内は反射やフィードバックによる影響は起こらない<sup>7)</sup>。よって三角筋の筋活動開始時間より+50ms 以内はまだ肩関節運動が始まっていないため, 肩関節運動より筋活動が先行するフィードフォワード活動に含まれる。

本研究では三角筋の筋活動開始時間から 50ms 経過した時点より前に体幹筋の筋活動が起こった場合をフィードフォワード活動と定義する。

#### ・フィードバック活動

運動によって起こった質量中心の変位を回復させるために体幹や下肢筋の活動が関節運動後に起こる姿勢反応を指す<sup>5,6,8)</sup>。フィードバックには体性感覚で 30-50ms 程度, 視覚では 100ms 以上の時間の遅れが生じる。

本研究では三角筋の筋活動開始時間から 50ms 経過した時点より後に体幹筋の筋活動が起こった場合をフィードバック活動と定義する。

#### ・ Preparatory motion

Preparatory motion は四肢の運動によって発生する reactive moment と反対方向に起こる準備運動を指す。肩関節運動では, 体幹筋の onset と体幹の preparatory motion の onset がほぼ同時に起こる<sup>5,9,10)</sup>。

本研究では Hodges ら<sup>10)</sup>の先行研究に基づいて preparatory motion は肩関節運動によって発生する reactive moment と反対方向に起こるフィードフォワード活動による体幹運動と定義する。

## I 序論

### I-1 研究背景

#### I-1-1) 肩関節と体幹筋との関係

スポーツ活動において、片側または両側肩関節は屈曲-伸展，内転-外転，内旋-外旋などの複合運動を行う。例えば，スポーツ動作では投球動作やラケット動作，ランニング時の腕の振り，跳躍前後の腕の前後への振り，ジャンプの着地時に腕を広げるといった多様な肩関節運動を行う。肩関節運動には肩甲上腕関節と肩甲胸郭関節の運動に加えて，体幹や下肢の運動も伴うとされている<sup>11-18)</sup>。Kiblar ら<sup>19)</sup>は投球動作やランニング動作時の体幹の安定性は下肢の力を上肢に伝える運動伝達を効率的にもたらし，関節負荷を最小限にする役割があると報告している。動作における体幹の安定性とは力と運動の最適な生成，骨盤上の体幹の位置と動きをコントロールする能力と定義されている<sup>19)</sup>。体幹の安定性は，安定性に関与する単関節筋と体幹の動きを生み出す多関節筋が協調的に活動することによって成立する。それにより安定した近位から可動性のある遠位へ力が伝達し，遠位関節に運動加速度が発生し，速度の速い遠位運動をもたらすことが可能となる。

Scott ら<sup>20)</sup>は体幹筋が肩関節運動に先行して収縮することで体幹が安定し，肩甲胸郭関節周囲筋の筋活動量（僧帽筋上部線維の活動量低下，前鋸筋の活動量増加）と筋活動開始時間(onset)を改善させ，最適な肩甲上腕リズムの構築に関与していることを示した。Jang ら<sup>21)</sup>は体幹を意識的に収縮させることで，僧帽筋上部線維の活動量を下げ，肩関節外転筋力を増加させると報告している。Toro ら<sup>14)</sup>は体幹を意識的に安定させることで前鋸筋，僧帽筋上部，中部，下部線維の筋活動が増加すると報告している。つまり肩甲上腕関節と肩甲胸郭関節が円滑に動くためには体幹筋の適切な筋活動による体幹の安定性が必要であることを示している<sup>8,19)</sup>。

体幹筋の機能不全は肩甲胸郭関節や肩甲上腕関節の機能不全を引き起こし，肩峰下インピンジメントや関節唇損傷など肩甲上腕関節の障害につながる可能性が考えられる。その理由は，肩甲上腕関節不安定性やインピンジメント症候群，肩関節拘縮を有する人は前鋸筋や僧帽筋中部・下部線維の筋力低下，僧帽筋上部の過剰活動といった筋活動の不均衡，肩甲骨の運動異常・機能低下，肩甲骨上方回旋，後傾が減少するといった肩甲上腕リズムは破綻していることが多いことがあげられる<sup>22-27)</sup>。さらに，肩甲骨の運動異常・機能低下や安定性低下は腱板機能・筋出力の低下を招くことで肩甲上腕関節の不安定性や過剰運動につながる。その結果，肩峰下インピンジメントや肩峰下滑液包炎，上腕二頭筋長頭炎，

腱板損傷などの障害が起こることが考えられる。体幹筋が先行的または随意的に収縮することで僧帽筋上部の活動量低下、僧帽筋下部、前鋸筋の活動性が増加することはすでに述べた<sup>14,20,21)</sup>。これは体幹筋の活動により体幹が安定し肩甲骨周囲筋の活動が改善したことによって肩甲骨が安定化したことを示しており、肩甲骨の安定化によって腱板機能が改善されることで適切な肩甲上腕関節へとつながり肩関節障害の予防につながると考えられる。体幹筋機能不全と肩関節障害との関連性を示した研究は渉猟できなかったが、体幹機能不全と肩甲骨周囲筋の活動、肩甲骨の安定性と腱板筋出力との関係性はすでに示されており、間接的ではあるが体幹機能不全は肩関節障害になる一要素であると考えられる。肩甲上腕関節の障害に対して肩甲胸郭関節のエクササイズ的重要性はすでに多く報告されており<sup>28-30)</sup>、肩甲胸郭関節の安定化において体幹筋活動が必要と考えられる。

先行研究では腹横筋、腰部多裂筋、脊柱起立筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋の筋活動が多く計測されている。しかし、肩関節運動における体幹深層筋である大腰筋と腰方形筋の筋活動に関する報告はわずかであり、大腰筋と腰方形筋の関与は明らかになっていない。

### **I-1-2) 体幹部におけるグローバル筋とローカル筋**

脊柱周囲には多数の筋が存在するが、Bergmark ら<sup>2)</sup>は体幹筋による腰椎安定化作用における機能の違いからグローバル筋とローカル筋に分類した。グローバル筋は脊柱に直接付着せず、起始または停止が骨盤または胸郭に付着して多分節間を横断する筋と定義される<sup>2)</sup>。体幹部のグローバル筋は内腹斜筋（横行下部線維、斜行線維）、外腹斜筋、腹直筋、胸最長筋胸部線維、腰腸肋筋の胸部線維で構成され、脊柱運動時の体幹運動に必要なトルクを生み出すことや体幹運動制御に関与している<sup>2,3,31)</sup>。一方、ローカル筋は起始もしくは停止が腰椎に付着する筋と定義され、体幹の深層に位置する腹横筋、内腹斜筋（胸腰筋膜付着部線維）、腰方形筋内側線維、多裂筋、大腰筋などで構成される<sup>2,3)</sup>。ローカル筋は関節に適度な緊張を与えることで腰椎の分節的安定性に関与し、ローカル筋とグローバル筋が協調的に活動することによって体幹の安定性が作られる<sup>32)</sup>。さらに腰椎の分節的安定性には構造的安定性と機能的安定性に分けられる。構造的安定性には骨・関節と靭帯が含まれ、機能的安定性には多裂筋や腹横筋などのローカル筋が担い、これらに加えて、筋の活動を調整する神経筋制御システムも必要である。腰椎の分節的安定化にはこれらの3つの機能が正常に機能することが必要である<sup>33,34)</sup>。

脊柱や四肢の運動にはローカル筋が先に活動して脊柱の安定性を高めてから運動が行われる。Hodges ら<sup>11,12)</sup>は上肢挙上時には腹横筋の筋活動が三角筋の筋活動開始前に起こることを報告している。これは、上肢挙上によって発生すると予測される reactive moment と質量中心の変位をコントロールするために腹横筋がフィードフォワード活動を起こすことで脊柱を安定させ、脊柱が安定した状態で上肢を挙上させるという運動力学的に理に叶った運動パターンを示している。このように四肢の運動によって生じる reactive moment と質量中心の変位に対応してローカル筋が先行して活動することは脊柱の動的安定性や体幹運動を制御するために重要であり、その機能は脊柱運動だけではなく他関節の運動を遂行する場合も必要な機能と考えられる。

グローバル筋は体幹の表層に、ローカル筋は体幹の深層に位置する筋群が多い。本研究で計測した腹横筋、腰方形筋内側線維、多裂筋、大腰筋は体幹深層筋に分類され、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋は表層筋に分類される。

### I-1-3) 体幹深層筋・表層筋の作用に関する研究

大腰筋は第 12 胸椎から第 4 腰椎の椎体または椎間板の側面から起こる前部線維と、第 1-5 腰椎横突起から起こる後部線維の 2 つの線維束に分けられ、両方の線維は大腿骨小転子に停止する。大腰筋の線維束は半羽状筋であり、前方線維束の長さは 3-8cm、後方線維束は 3-5cm である。これらの線維束は下方外側に向き、骨盤上縁を下降して腸骨筋と共同腱となり小転子に付着する<sup>35)</sup>。大腰筋は腰椎の各分節に圧縮力を与えて腰椎の安定性に関与し、特に後部線維が腰椎安定性に重要であると報告されている<sup>35,36)</sup>。先行研究では大腰筋は下方外側へ筋が走行するため大腰筋前部線維と後部線維は同側側屈と同側回旋作用を持つことが報告されている<sup>13,36,37,38)</sup>。さらに、大腰筋前部線維は股関節屈曲、体幹屈曲・同側側屈の作用を持ち、後部線維は腰椎前弯位で体幹伸展・同側側屈に作用を持つことが報告されている<sup>39-41)</sup>。

腰方形筋は腸骨稜から第 12 肋骨に停止する外側線維と、第 1 腰椎-第 4 腰椎棘突起と第 12 肋骨に付着する中間線維、腸骨稜から第 1-4 腰椎横突起に付着する内側線維に分けられる<sup>41)</sup>。外側線維と内側線維は体幹伸展と同側側屈作用を持ち、腰椎の安定性には内側線維の関与が大きいと報告されている<sup>17,38,42)</sup>。腰方形筋の筋線維束は脊柱起立筋や多裂筋より小さいため、体幹伸展または同側側屈モーメントは脊柱起立筋や多裂筋と比べて 10%程度小さいと報告している<sup>42)</sup>。一方、Andersson ら<sup>37)</sup>と McGill ら<sup>13)</sup>は体幹同側回旋作用を報告

し、Park ら<sup>38)</sup>は腰方形筋外側線維が体幹同側回旋、内側線維が体幹反対側回旋作用を持つと報告している。腰方形筋全体では腰椎の各分節に圧縮力を与えることで腰椎の安定性に関与し、体幹同側側屈、骨盤挙上、腰椎伸展の作用を持つと報告されている<sup>35,39,40)</sup>。

腹横筋は腹部の最も深層に位置し、第 7-12 肋軟骨の内側面、胸腰筋膜、腸骨稜の内側、鼠径靭帯の外側から、腹直筋鞘の後葉、白線に停止する。腹横筋は第 11 肋骨より頭側にある上部線維、第 11 肋骨から腸骨稜までの高さの中部線維、腸骨稜より遠位に存在する下部線維に分けられる<sup>43)</sup>。腹横筋は腹圧上昇<sup>44,45)</sup>や筋収縮によって胸腰筋膜を緊張させることで腰椎の安定性に関与し<sup>46,47)</sup>、体幹屈曲、同側側屈、同側回旋の作用を持つと報告されている<sup>12,15)</sup>。

多裂筋は腰部脊柱起立筋の中で最も内側に位置し、腰椎棘突起または仙骨から 2-4 分節上位の棘突起に停止する。多裂筋は表層部と深層部の 2 つに分けられ深層線維は椎弓版の下縁と棘突起の下縁から付着している<sup>48)</sup>。表層線維は体幹伸展と体幹回旋、腰椎前弯作用を持ち<sup>41, 49)</sup>、深層線維は腰椎の回転中心付近にあるため脊柱を伸展させる能力は小さく、椎体間を圧縮して剪断力とねじれを制御する分節的安定性の作用があると報告されている<sup>50-53)</sup>。さらに多裂筋は腰椎の長軸方向の圧迫力を高めることで腰椎の安定性に寄与し<sup>2)</sup>、多裂筋全体では体幹伸展、同側側屈、反対側回旋作用を持つと報告されている<sup>2,41,54)</sup>。

以上の報告から、体幹深層筋は腰椎の安定化に加えて、矢状面、前額面、水平面の体幹運動制御にも関わっていると考えられる。

体幹表層筋である腹直筋は体幹前面の前腹部に位置し、剣状突起と第 5-7 肋軟骨に起始し恥骨結合と恥骨結節の間に停止する<sup>55)</sup>。腹直筋は腹直筋鞘に包まれ、腹直筋鞘前葉は外腹斜筋や内腹斜筋から連続する結合組織、後葉は内腹斜筋、腹横筋から連続する結合組織で形成される。腹直筋は体幹屈曲、同側側屈、反対側回旋作用を持つと報告されている<sup>41)</sup>。

外腹斜筋は側腹部筋の最も表層に位置し、第 4-12 肋骨に起始し腸骨稜、白線、反対側の腹直筋鞘の前葉に停止する<sup>55)</sup>。外腹斜筋は体幹屈曲、同側側屈、反対側回旋作用を持つと報告されている<sup>41)</sup>。

内腹斜筋は外腹斜筋の深層に位置し、腸骨稜、鼠径靭帯、胸腰筋膜に起始し、第 9-12 肋骨、白線、反対側の腹直筋鞘の前葉と後葉に停止する<sup>41)</sup>。内腹斜筋は胸腰筋膜付着部線維（横行上部）、横行下部線維、斜行線維の 3 つの線維に分かれており、胸腰筋膜付着部線維（横行上部線維）は胸腰筋膜に起始し、第 10-12 肋骨に停止して横方向に走行する。横行下部線維は鼠径靭帯・腸骨稜に起始し、腹直筋鞘に停止して横方向に走行する。斜行線維

は上前腸骨棘から腸骨稜に起始し、腹直筋鞘に停止して斜め上方へ走行する。胸腰筋膜付着部線維はローカル筋、横行下部線維、斜行線維はグローバル筋に分類される。内腹斜筋は体幹屈曲、同側側屈、同側回旋の作用を持ち、胸腰筋膜を緊張させることで腰椎の安定化作用も持つと報告されている<sup>41,55</sup>。これらの体幹表層筋は体幹運動のトルク産生に加えて、体幹運動制御にも関わっていると考えられる。

体幹深層筋と表層筋の作用について表 1 にまとめた。

#### I-1-4) 肩関節運動時の体幹深層筋・表層筋の筋活動計測

肩関節運動時の体幹深層筋の筋活動は Hodges ら<sup>11,12</sup>によって初めて報告された。Hodges ら<sup>9,10</sup>は右肩関節屈曲、外転、伸展時の左腹横筋と多裂筋の onset を計測し、右肩関節の運動方向に関わらず左腹横筋はフィードフォワード活動を示し、右肩関節屈曲時に左多裂筋はフィードフォワード活動を示すことを報告した。その後さまざまな研究者によって、肩関節屈曲・伸展運動を中心に腹横筋と多裂筋の筋活動について報告されている<sup>11,12,17,52,56</sup>。左肩関節屈曲・伸展時に右腹横筋はフィードフォワード活動を示し、運動方向に依存しないことや<sup>11,12,17,56</sup>、左肩関節屈曲時に右多裂筋はフィードフォワード活動を示し、左肩関節伸展時にはフィードバック活動を示すことが報告されている<sup>12,52</sup>。

近年、肩関節運動時の大腰筋や腰方形筋の筋活動の報告が散見される<sup>17,38</sup>。Park ら<sup>38</sup>は左右の肩関節屈曲・伸展時の右大腰筋と腰方形筋の筋活動を報告した。大腰筋前部・後部線維はフィードフォワード活動を示し、両線維の onset は左右肩関節屈曲時が肩関節伸展時より有意に早いことを報告した。右腰方形筋の外側線維の onset は右肩関節屈曲時より右肩関節伸展時が有意に早く、左肩関節伸展時より左肩関節屈曲時が有意に早い方向特異性を示した。腰方形筋内側線維は肩関節運動方向による onset の違いを示さなかった。このように肩関節屈曲・伸展時の体幹深層筋の筋活動は報告されているが、体幹の側屈を引き起こす肩関節外転運動時の大腰筋と腰方形筋の筋活動を計測した研究は非常に少ない。Oshikawa ら<sup>17</sup>が左肩関節屈曲・伸展・外転時の右腰方形筋の筋活動を計測し、すべての肩関節運動方向において右腰方形筋はフィードフォワード活動を示した報告のみである。これまでに左右肩関節外転運動時の右大腰筋の筋活動は計測されておらず、右肩関節外転時の右腰方形筋の筋活動も明らかになっていない。

先行研究では片側の肩関節運動時の筋活動計測が多く<sup>11,12,17,53,56</sup>、両側肩関節運動や左右の運動方向が異なる非対称運動についての研究はごくわずかである。両側肩関節運動で



は Osuka ら<sup>56)</sup>と Hodges ら<sup>9)</sup>が両側肩関節屈曲・伸展・外転時の右腹横筋の筋活動を報告し、両側肩関節屈曲・伸展・外転時に腹横筋はフィードフォワード活動を示すことを報告した。Park ら<sup>38)</sup>が右大腰筋前部線維は両側肩関節屈曲時が両側肩関節伸展時より早いことを示し、後部線維は両側肩関節屈曲・伸展での onset の差はなかったと報告している。右腰方形筋外側線維は両側肩関節伸展が屈曲より早いことを示し、内側線維は運動方向による onset の変化を示さなかったと報告している<sup>38)</sup>。しかし、これまでに両側肩関節外転時における体幹深層筋の筋活動は計測されていない。

肩関節非対称運動は体幹回旋を引き起こす左右の肩関節の運動方向が異なる動き(例:左肩関節伸展-右肩関節屈曲)であり、ランニングや投球運動のような体幹の回旋が起こる運動が想定される。Osuka ら<sup>56)</sup>と Morris ら<sup>57,58)</sup>が左肩関節屈曲-右肩関節伸展運動で右腹横筋はフィードフォワード活動を示し、左肩関節伸展-右肩関節屈曲運動で右腹横筋はフィードバック活動を示したことから体幹回旋方向によって左右の腹横筋の onset が異なることを報告した。現在までに、肩関節非対称運動において腹横筋以外の体幹深層筋の筋活動は報告されておらず、他の体幹深層筋の体幹運動制御への関与は明らかではない。

肩関節運動時の体幹表層筋の筋活動は体幹深層筋の筋活動計測と共に多く報告されている<sup>8,11,12,17,38,53,56,59)</sup>。左肩関節屈曲時に右腹直筋と外腹斜筋はフィードバック活動を示し、右内腹斜筋はフィードフォワード活動を示すことが報告されている<sup>11,12,59)</sup>。左肩関節伸展時には右腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋はフィードフォワード活動を示すことが報告されている<sup>11,12,59)</sup>。左肩関節外転時には右腹直筋はフィードフォワード活動を示す報告とフィードバック活動を示した報告に分かれ<sup>11,12,17)</sup>、右外腹斜筋はフィードフォワード活動を示した報告で一貫しており<sup>11,12,17)</sup>、右内腹斜筋はフィードフォワード活動を示す報告とフィードバック活動を示す報告に分かれている<sup>11,12,59)</sup>。

右肩関節屈曲時に右外腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、右内腹斜筋はフィードバック活動を示すことが報告されている<sup>38)</sup>。右肩関節伸展時に右外腹斜筋と内腹斜筋はフィードバック活動を示すことが報告されているが<sup>38)</sup>、右腹直筋の筋活動は報告されていない。

両側肩関節屈曲時に右外腹斜筋と内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、腹直筋はフィードバック活動を示すことが報告されている<sup>9,38,56)</sup>。両側肩関節伸展時に右腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋はフィードフォワード活動を示すことが報告されている<sup>9,56)</sup>。両側肩関節外転時に右外腹斜筋と内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、腹直筋はフィードバ

ック活動が報告されている<sup>9)</sup>。

肩関節非対称動作においては Osuka ら<sup>56)</sup>は左肩関節屈曲-右肩関節伸展時に右内腹斜筋はフィードフォワード活動を示すことを報告し、Yamazaki ら<sup>16)</sup>が、回旋方向によって同側内腹斜筋と対側の外腹斜筋がフィードフォワード活動を示すことを報告している。

これまで片側および両側の肩関節運動時の体幹筋の活動は多く報告されているが、体幹筋の活動が示されていない肩関節運動もまだ存在する。さらにすべての体幹深層筋と表層筋の活動を同時に測定した研究はなく、すべての体幹筋の協調的な活動や onset の筋間の違いは示されていない。

#### I-1-5) ワイヤ筋電図を用いた体幹深層筋の計測の妥当性

筋電図計測には表面筋電図とワイヤ筋電図がある。表面筋電図は簡便で侵襲性がないが体幹深層筋の計測は困難である。ワイヤ筋電図は電極を体内に刺入するため対象者に痛みを伴う侵襲的な筋活動計測方法であるが体幹深層筋の計測が可能である。表面筋電図法の場合、記録される筋電位に貢献する運動単位の数が多いため、計測対象の筋の大きさや形状、筋の配列等により、電極貼付位置に近接する筋や深層にある筋からのクロストークが生じ得る。その一方で、ワイヤ筋電図法では記録される筋電位に貢献する運動単位の数が少ないため、近接する筋群からのクロストークの影響を受けにくく、電極先端近傍の選択的な筋電位の記録が可能である。

先行研究では、表面筋電図を用いて腹横筋と多裂筋の筋活動を計測している研究が多い。しかし、腹横筋の表層には内腹斜筋があるため表面筋電図では腹横筋単独での計測は困難であり内腹斜筋も含めた筋活動計測となる。Marshall ら<sup>60)</sup>は表面筋電図とワイヤ筋電図の間での腹横筋の onset には妥当性があると報告し、Okubo ら<sup>61)</sup>は表面筋電図とワイヤ筋電図より得られた腹横筋の筋活動量を比較したが、表面筋電図では筋活動量を正確に評価できないと報告している。多裂筋では表面筋電図とワイヤ筋電図の両者の筋活動量に有意な相関を認めたが、onset に関してはワイヤ電極との関係は示されておらず表面電極による計測の妥当性の報告はない。大腰筋と腰方形筋は、体幹深層に存在し複数の筋の下層に存在するため、筋活動量や onset に関する表面筋電図とワイヤ筋電図の妥当性検証はされていない。Jiroumaru ら<sup>62)</sup>は大腰筋は鼠径部で表面筋電図により腸腰筋として計測できると報告しているが、脊柱部の大腰筋筋腹中央部の計測は体幹深層に位置するために表面筋電図での計測が困難である。腰方形筋は表層に腸筋が存在するためクロストークにより腰表面

筋電図での計測は困難である。

上記の理由から腹横筋の表面筋電図を用いた onset 計測の妥当性は得られているが、多裂筋、大腰筋、腰方形筋は表面筋電図での onset 計測は困難であり、ワイヤ筋電図を用いることが妥当であると考えられる。

#### **I-1-6) 本研究の新規性**

肩関節運動と体幹筋との関係を報告した先行研究を表 2 に示した。本研究の新規性は先行研究でまだ報告されていない肩関節回旋（内旋-外旋）を伴わない素早い肩関節運動時の体幹深層筋と表層筋の筋活動を計測したことである。具体的には、1 つ目は左（反対側）肩関節外転運動時の大腰筋の筋活動を計測したことである。2 つ目は右（同側）肩関節外転運動時の大腰筋、腰方形筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋の筋活動を計測したことである。3 つ目は両側肩関節外転運動時の大腰筋、腰方形筋、腹横筋、多裂筋の筋活動を計測したことである。4 つ目は両側肩関節屈曲・伸展時の多裂筋の筋活動を計測したことである。5 つ目は肩関節非対称運動時の大腰筋、腰方形筋、多裂筋、腹直筋の筋活動を計測したことである。6 つ目は肩関節運動において体幹深層筋と表層筋のすべての筋活動を同時計測したことである。

先行研究から肩関節運動方向や種類によって幾つかの体幹筋の筋活動開始時間が異なることが報告されており、肩関節運動開始前に体幹筋が先行して活動することは肩甲上腕関節や肩甲胸郭関節の円滑な運動につながるとされている。しかし、これまでの研究では、素早い肩関節運動時の体幹筋活動が十分に示されておらず、体幹運動制御に関与する筋の種類が明らかではない。さらに、複数の体幹筋を同時に計測していないため、どの体幹筋が早く活動し肩関節運動に貢献する筋であるかが明らかにされていないことが問題と考えられる。そのため、本研究結果より得られた肩関節運動による複数の体幹筋筋活動と先行研究の結果を組み合わせることで、肩関節運動と体幹深層筋・表層筋活動の関係性を理解し、肩関節運動やスポーツ動作の評価・改善法を考える際の有用な情報となりうる。そのためには、ワイヤ電極と表面電極を用いて複数の肩関節運動時の体幹筋の onset を同時に計測して、体幹運動制御に必要と考えられる筋を明らかにすることが必要であると考えられる。

#### **I-1-7) 本研究の課題設定と計測条件について**

本研究の運動課題は片側（左右）肩関節屈曲・伸展・外転の6種類、両側肩関節屈曲・伸展・外転の3種類、肩関節非対称運動（左肩関節屈曲-右肩関節伸展、左肩関節伸展-右肩関節屈曲）の2種類の計11種類の課題を設定した。右（同側）肩関節屈曲時の腹直筋の onset, 右（同側）肩関節外転時の大腰筋, 腰方形筋, 腹直筋, 外腹斜筋, 内腹斜筋の onset, 右（同側）肩関節伸展時の右腹横筋, 多裂筋, 腹直筋, 外腹斜筋の onset は明らかにされていないため, 右（同側）肩関節屈曲・伸展・外転運動の3種類を運動課題として設定した。両側肩関節外転時の体幹深層筋の onset は先行研究で示されておらず, 両側肩関節屈曲・伸展時の多裂筋の onset も明らかになっていないため, 両側肩関節屈曲・外転・伸展の3種類を運動課題として設定した。肩関節非対称運動は, 左（反対側）肩関節屈曲-右（同側）肩関節伸展と左（反対側）肩関節伸展-右（同側）肩関節屈曲運動時の大腰筋, 腰方形筋, 多裂筋, 腹直筋の onset は先行研究で示されていないため, 2種類の運動課題を設定した。先行研究では左（反対側）肩関節運動時の右体幹深層筋・表層筋の onset を報告しているが, これらの筋群を同時に計測した研究はない。したがって, 本研究では体幹深層筋と表層筋の筋間の onset を比較するために左（反対側）肩関節屈曲・伸展・外転の3種類を運動課題として設定した。筋の onset と onset の筋間差を比較するために, 本研究全体では上記11種類の肩関節運動を設定した。

本研究の運動課題は音刺激に対して最大速度（素早い）で肩関節運動を行うことに設定した。Hodges ら<sup>59)</sup>は健常者において速い（最大速度）・中程度（本人の自然な速度）、遅い（屈曲 60°まで 2 秒）の3条件の速度で肩関節屈曲をした際に, 速い・中程度の速度条件では体幹深層・表層筋のフィードフォワード活動が起こるのに対し, 遅い速度では体幹のフィードフォワード活動は起きなかったと報告している。スポーツによる肩関節運動では中程度～速く腕を動かすことが想定されるため（例：スプリント時の腕の振りや, 跳躍時の腕の振りなど）、本研究では先行研究を基に素早い運動を採用した。

#### **I-1-8) 研究の意義**

これまでに報告されている肩関節屈曲・伸展運動に加えて, 前額面と水平面の体幹運動を引き起こす素早い肩関節運動(外転, 非対称運動)に必要な体幹深層筋と表層筋の onset を明らかにすることで, スポーツで見られる素早い肩関節運動と体幹深層筋・表層筋の筋活動との関係を理解できる。

肩関節運動における体幹深層筋・表層筋の先行した筋活動は体幹の安定性や体幹運動制

御に關与する可能性があると考えられる。本研究の知見によって肩關節運動方向と種類によって必要とされる体幹筋を推定することが可能となり，肩甲骨の安定化や肩甲骨周囲筋の筋活動量を変化させるために必要な体幹筋を明らかにすることで肩關節障害の予防，パフォーマンスの向上に向けた体幹筋エクササイズ構築時の参考とする。

## II 目的

本研究の目的は 11 種類の素早い肩関節運動時の体幹表層・深層筋の筋活動開始時間を計測し、筋活動開始時間が筋間で異なるかどうかを明らかにすることである。本研究により特定方向への肩関節運動時の体幹筋の活動を明らかにすることで、スポーツ動作時の肩関節運動方向から体幹運動制御に関係する筋群を推定することが可能となる。

本研究の仮説は肩関節運動によって発生する体幹への reactive moment に対して、拮抗作用を持つ体幹深層筋・表層筋はフィードフォワード活動を示すことである。具体的には、1 つ目は、左肩関節外転時には体幹同側側屈作用を持つ右大腰筋はフィードフォワード活動を示すことである。2 つ目は、右肩関節外転時には体幹は伸展・左回旋すると考えられるため、右多裂筋、外腹斜筋がフィードフォワード活動を示すことである。3 つ目は、両側肩関節屈曲・外転時には体幹伸展が起こるため体幹伸展作用を持つ右大腰筋、腰方形筋、多裂筋はフィードフォワード活動を示し、両側肩関節伸展時には体幹屈曲が起こるため体幹屈曲作用を持つ右腹横筋はフィードフォワード活動することである。4 つ目は、体幹が右回旋する肩関節非対称運動（左肩関節屈曲-右肩関節伸展）では、体幹同側回旋作用を持つ右大腰筋と、両方向の回旋作用を持つ右腰方形筋はフィードフォワード活動を示すことである。また、体幹が左回旋する肩関節非対称運動（左肩関節伸展-右肩関節屈曲）では反対側回旋作用を持つ右多裂筋、腰方形筋、腹直筋はフィードフォワード活動を示すことである。5 つ目はフィードフォワード活動する体幹筋の中でも体幹深層筋は早く活動することである。

### III 方法

#### III-1 対象

対象は健康成人男性とした。除外基準は上肢・下肢・腰部に疾患の既往がある者、現在疼痛や神経学的所見のある者、肩甲骨運動異常(Scapular Dyskinesis)<sup>62)</sup>を有する者とした。参加者は全員右利きであり、利き手は書字と投球の両方に使う側と設定した。参加者の募集は、学生用掲示板に掲示されたポスターで行った。

実験開始前に本研究に必要なサンプルサイズは検定力算出ソフト G\*power (Version 3.1.9.2 Heinrich Heine University, Düsseldorf, Germany)を用いて算出した。G\*power の設定は統計手法を対応のない一元配置分散分析(ANOVA : Fixed effects, omnibus, one-way), 有意水準を 0.05, 検定力を 80%, 効果量(f)を 0.25(効果量中), 水準数 11 に設定した。算出された総サンプルサイズは 275 名であり、各水準あたり 25 名であった。体幹深層筋の筋活動を計測した先行研究<sup>15,17,38)</sup>の対象者数 11-13 名を参考に 14 名の計測を行い、データが計測できなかった 1 名を除いた 13 名のデータから効果量 (f) を算出して必要なサンプルサイズを再検討した。本研究の効果量(f)は 0.64-1.70 であり G\*power の設定を対応のない一元配置分散分析(ANOVA : Fixed effects, omnibus, one-way), 有意水準を 0.05, 検定力を 80%, 効果量(f)を 0.64, 水準数 11 に設定し算出された総サンプルサイズは 55 名、各水準あたり 5 名が必要と算出されたため実験開始前のサンプルサイズ 25 名から 13 名に変更して解析を行った。

実験開始前に対象者に対して実験の内容、個人情報保護、実験に関する身体的、精神的負担、有害事象に対する医療補償に関して書面によるインフォームドコンセントを行い、同意を得た者が被験者として実験に参加した。実験内容の説明の際には、対象者が仮説の通りに意図して運動を行うことを避けるため研究仮説の説明は行わなかった。本研究は、2019年8月28日に北海道医療大学リハビリテーション科学部倫理審査委員会の承認を受け(承認番号 19R107103), 2019年9月24日に研究実施場所である北海道医療大学予防医療科学センター(北海道医療大学病院内)の倫理委員会の承認を受けた(承認番号第 2019\_019 号)後に実施した。また、本研究によって発生しうる有害事象に対し、研究実施責任者(研究指導教員, 医師青木光広)は先行研究および本研究の実施期間(2017年4月28日より2022年3月31日まで)に臨床研究責任保険に加入しており、臨床研究に起因して臨床研究の被験者が身体障害を被り、被保険者(保険対象者)が法律上の賠償責任を負担することによって被る損害および身体障害を被った被験者に対する医療保障が担保されている。

る。これにより、「人を対象とする医学研究に関する倫理指針」で求められている「補償責任」要件が満たされている(三井住友海上 賠償責任保険証券番号 NB98091613)。本研究はヘルシンキ宣言「人間を対象とする医学研究の倫理的原則」(2013年修正)を順守して実施された。

被験者身体情報として年齢、身長、体重、BMIを計測した。身長の計測には身長計(銅式木製身長計 2m HL-G:TTM 社製)を使用し、体重、BMIの計測には体組成計(インナースキャンデュアル RD-901:TANITA 社製)を使用した。体内環境が一定な15時から17時の間を計測時刻と設定し、裸足で体組成計に乗り、体重、BMIを計測した。被験者13名の平均年齢は $22.5 \pm 3.2$ 歳、平均身長 $175.1 \pm 5.8$ cm、平均体重 $69.9 \pm 6.8$ kg、平均BMI $22.8 \pm 2.0$ kg/m<sup>2</sup>であった。

## III-2 計測方法

### III-2-1) 筋電計測

本研究の筋電図計測にはワイヤ筋電図に Fine-wire 電極(双極貼合ワイヤ電極:ユニークメディカル社製, 図1)を使用し、表面筋電図にワイヤレス表面電極(コードレスアクティブ電極ピッカ:日本光電社製, 図2)と有線電極(筋電図電極:日本光電社製, 図3)を使用した。ワイヤ電極は大腰筋、腰方形筋、腹横筋、多裂筋を被検筋とし、ワイヤレス表面電極は左右の三角筋前部、中部、後部線維を被検筋とし、有線電極は腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋を被検筋として設定した。先行研究<sup>15,17,39,40)</sup>を参考に被検筋は全て右側とした。実験に使用するワイヤ電極は両端以外をテフロン加工によって絶縁した0.08mmの双極誘導電極をUNIEVER 穿刺針(22G 100mm:ユニシス社製)に通し、針先で5mm折り返して筋内に留まるようにした<sup>17,38-40)</sup>。その後、ワイヤ電極は北海道医療大学病院内でガス滅菌を行い滅菌消毒されたものを使用した。

ワイヤ電極の設置には共同研究者である整形外科医が行い、超音波診断用エコー(Aplio™300:Canon Medical Systems, 東京, 日本)を使用しエコーで各筋を描出した状態で各筋の筋腹中央にワイヤ電極を刺入した。刺入経路は先行研究を参考にして、大腰筋と腰方形筋、多裂筋は腹臥位、腹横筋は側臥位で刺入した<sup>12,38-40)</sup>。大腰筋は第3・第4腰椎横突起間で横突起の先端の外側かつ棘突起の約7cm外側の位置で矢状面から20°の傾斜で刺入した。刺入したワイヤ電極は皮膚、脂肪、胸腰筋膜を貫通して大腰筋の筋腹中央(腰椎椎体より2cm外側、大腰筋腹側筋膜より1cm-2cm背側)に設置した。ワイヤ電極の刺入深度は



背側皮膚より 8-10cm であった(図 4). 腰方形筋は第 3・第 4 腰椎横突起間で横突起の先端の外側かつ棘突起から約 9cm 外側の位置で矢状面から 20°の傾斜で刺入した. 刺入したワイヤ電極は皮膚, 脂肪, 胸腰筋膜を貫通して腰方形筋の筋腹中央(内側筋膜より 2-3cm 外側)に設置した. ワイヤ電極の刺入深度は約 4-5cm であった(図 5). 腹横筋は上前腸骨棘と下部肋骨の間の中央から刺入し, 皮膚, 脂肪, 外腹斜筋, 内腹斜筋を貫通して腹横筋の筋腹中央に設置した. ワイヤ電極の刺入深度は約 4-5cm であった(図 6). 多裂筋は第 4 腰椎・第 5 腰椎レベルの棘突起 2cm 外側から刺入し, 皮膚, 脂肪, 胸腰筋膜を貫通して多裂筋の筋腹中央に設置した. ワイヤ電極の刺入深度は約 3-4cm であった(図 7). ワイヤ電極を刺入した後, 折り曲げたワイヤ電極の先端が筋内に留まるように各筋の随意的な筋収縮を数回実施した. その後, 神経刺激装置 TS-260(ケイセイ医科工業株式会社製)を用いて筋単収縮を起こすことで適切に該当筋に刺入されていることをエコー上で確認した. 反対側のワイヤ電極の末端を計測用リード線と繋ぎ, ポリグラフシステム(RMT-1000:日本光電社製,図 8)上で筋活動が正しく計測されていることを確認した.

表面電極は Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles project (SENIAM)の方法を参考に, 左右の三角筋前部線維は上腕の前方で肩峰前部から 2-3cm 遠位, 三角筋中部線維は上腕の側方で肩峰から 2-3cm 遠位, 三角筋後部線維は肩甲棘外側縁から 2cm 遠位, 腹直筋は臍の 3cm 外側, 外腹斜筋は第 8 肋骨下縁, 内腹斜筋は上前腸骨棘の 2cm 下方 1 横指内側に設置した, 各筋電図は筋腹中央で筋線維に沿って貼付した<sup>64)</sup>(図 9). アース電極は右腓骨頭と右足関節外果に設置した.

ワイヤ電極の挿入前には 70%のアルコールで皮膚を擦り, 外皮消毒剤を用いて挿入部を消毒し, 表面電極の設置前には 70%のアルコールで皮膚を擦り, 皮膚インピーダンスを  $2K\Omega$  未満に下げる処理を行った.

ワイヤ電極と有線電極はポリグラフシステム(RMT-1000:日本光電社製, 最大感度:10 $\mu$ V/div, 図 8)を使用し, 表面筋電図は多チャンネルテレメータシステム(Web-1000:日本光電社製, 感度 1V/div $\pm$ 5%, 図 10)を使用した. 筋電図計測はサンプリング周波数 2000Hzで行われ, すべての筋電図はポリグラフシステムで同期化して計測された. 同期化は, 多チャンネルテレメータシステムで計測した表面筋電図をアナログ信号でポリグラフシステムにアナログ出力し, ポリグラフシステムに入力されたアナログ信号をデジタル波形に変換することで行われた. アナログ-デジタル変換には 0.16 秒必要なため, ポリグラフシステムにはワイヤ電極と比べて表面電極が 0.16 秒遅い筋電図が記録された. 解析時には算出さ

れた表面電極の筋活動開始時間から 0.16 秒差し引いた値を用いた。

計測前に心電図のアーチファクトが混入している場合が判明した場合は表面筋電図貼付部位を心電図アーチファクトが混入しない位置に修正した。

全ての電極を貼付した後に各課題運動を 5 回行い、運動課題の学習とワイヤ・表面筋電図が適切に記録されることを確認した(図 11)。

### III-2-2) 計測手順

運動課題は以下の 11 種類の肩関節運動とした：(1) 左肩関節屈曲 60°， (2) 右肩関節屈曲 60°， (3) 左肩関節外転 60°， (4) 右肩関節外転 60°， (5) 左肩関節伸展 40°， (6) 右肩関節伸展 40°， (7) 両肩関節屈曲 60°， (8) 両肩関節外転 60°， (9) 両肩関節伸展 40°， (10) 左肩関節屈曲 60°-右肩関節伸展 40°， (11) 左肩関節伸展 40°-右肩関節屈曲 60° (図 12A,B)。

基本姿勢は足を肩幅に開き、肩の力を抜いて上肢を体側につけて、視線を前に向けた立位とした。肩関節外転 0°(下垂位)からスタートし、短くて高い音刺激に反応して、指定された角度まで各肩関節運動をできるだけ素早く行った。正確な肩関節運動を行うために、ターゲットバーを各肩関節の角度に合致した高さに設置し、参加者はターゲットバーに触れるまで素早く腕を上げるよう指示した(Appendix A)。上げた腕は一度開始肢位に戻して安静を確認し、2-5 秒間の沈黙の後、別の音刺激を流し、次の運動の開始を合図した。肩関節屈曲、伸展、外転運動を開始する合図として、3 種類の異なる音刺激を使用した(図 13)。計測条件を左、右、両側(対称)、両側(非対称)の 4 条件に分け、計測条件の順序はランダム化した。左、右、両側(対称)条件では屈曲、伸展、外転の 3 方向の運動方向が予測できないように計測順序をランダム化し、両側(非対称)条件では左肩関節屈曲-右肩関節伸展、左肩関節伸展-右肩関節屈曲の 2 方向の運動方向が予測できないように計測順序をランダム化して各運動方向 5 回計測できるまで行った。各音刺激に対する正しい肩関節運動を確認するため、各方向最低 5 回の練習を行った。被験者には各運動課題実施前に最大速度で肩関節運動を行うように声掛けをしてから計測を行った。疲労を最小限にするため、試行と試行の間に 1 分間以上の休息をとった。

### III-2-3) データ解析

データの収集・解析には LabChart(AD Instruments 社製, ver7)を使用した。計測した筋

電図波形は Motion artifact を除去するために band-pass filter を 20–1000Hz (2nd-order, Zero-lag Butterworth filter) に設定しフィルタリング処理された。フィルタリングされたすべての EMG データは全波整流された後に解析に用いた。

先行研究を参考に各筋の onset を以下の方法で算出した<sup>1,17)</sup>。ベースラインとして安静時の 50ms の平均筋振幅と標準偏差(Standard deviation: SD)を算出し、その後、筋活動データは 50ms ごとの移動平均によって平滑化された<sup>18)</sup>。安静時の平均筋振幅+2SD を超えた筋活動が 50ms 以上持続した初めの点を onset と定義した<sup>1,17,18)</sup>。Onset は算出された数値と筋電図波形の目視を併用して確認・算出した。音刺激前に発生した閾値を超える活動や瞬時的に高い活動が見られた場合は onset と定義しなかった。三角筋の onset を Time 0 (T0: 0 ms) と設定し、他の筋の onset は T0 との相対時間で算出した。肩関節屈曲、伸展、外転には運動側の三角筋前部線維、後部線維、中部線維の onset を T0 に使用し、両側肩関節屈曲、伸展、外転には onset が早い側の三角筋前部線維、後部線維、中部線維を T0 に使用した。肩関節非対称運動では肩関節屈曲側の三角筋前部線維の onset を T0 に使用した<sup>57,58)</sup>。

解析には各運動課題における 5 回の平均値を使用した。各筋の平均 onset が T0+50ms 以前に起こる場合をフィードフォワード活動、T0+50ms 以降に起こる場合をフィードバック活動と定義した<sup>65)</sup>(図 11)。

解析時に心電図のアーチファクトが見つかった場合、心電図波形によって筋の onset が同定できない場合はその施行は解析から除外し、心電図波形が onset と重ならない場合はそのまま解析に用いた。

#### III-2-4) 統計解析

すべての統計解析は SPSS Statistics version 25.0 software (IBM Corp., Armonk, NY, USA) を用いて行った。各データの正規性の検定には Shapiro-Wilk 検定を用い、全てのデータが正規分布していることを確認した。各肩関節運動における筋間の onset の比較には対応のない一元配置分散分析を行い、筋肉を独立変数、onset を従属変数と設定した。三角筋は 0ms の基準となる筋のため一元配置分散分析には含めなかった。事後検定は各筋群の比較に t 検定を行い、Bonferroni 補正を用いて p 値を調整した。各群の比較には効果量(Cohen's d)を算出し、効果量の大きさは小(0.20)、中(0.50)、大(0.80)と定義した<sup>66)</sup>。有意水準は 0.05 とした。

各肩関節運動の筋電図データは、motion artifact やノイズにより onset が特定できない場合や、筋活動が onset 基準を満たさない場合は onset が特定できないため解析から除外した。各肩関節運動における各筋の onset データの除外数を表 3 に示した。

## IV 結果

肩関節運動における三角筋の onset に対する体幹筋の onset (平均±SD ms)を図 14-17 および表 4 に示した。肩関節運動における一部の筋電図データを除外したため、図 14-17 の各筋の下には、解析に用いた被験者数を  $n=XX$  として示した。肩関節運動における計測筋がフィードフォワード活動を示した被験者の人数と割合(%)を表 5 に示した。

### IV-1 肩関節運動時の各体幹筋の onset 比較

#### IV-1-1) 肩関節屈曲運動

肩関節屈曲運動における筋群間の比較を図 14A-C に示し、各体幹筋の onset を表 4 に示す。肩関節運動における計測筋がフィードフォワード活動を示した被験者の人数と割合(%)を表 5 に示した。左肩関節屈曲時は大腰筋、腰方形筋、腹横筋、多裂筋、内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、大腰筋は 12 名中 9 名 (75%) において、腰方形筋は 12 名中 11 名 (91.7%) において、腹横筋は 12 名中 12 名 (100%) において、多裂筋は 13 名中 12 名 (92.3%) において、内腹斜筋は 13 名中 13 名 (100%) がフィードフォワード活動を示した。これらの筋の onset は腹直筋よりも有意に早かった( $p < 0.01$ , 効果量:2.76-4.24)。さらに大腰筋の onset は腹横筋と内腹斜筋より有意に遅かった( $p < 0.01, 0.04$ , 効果量:1.50, 1.53)。

右肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、多裂筋は 11 名中 10 名 (90.9%) において、外腹斜筋は 13 名中 13 名 (100%) においてフィードフォワード活動を示した。これらの筋は大腰筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.01, 2.89), 腰方形筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.78, 2.41), 腹横筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.52, 3.84), 腹直筋( $p < 0.01$ , 効果量:4.70, 6.54)より有意に早かった。両肩関節屈曲時は大腰筋、多裂筋、外腹斜筋、内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、大腰筋は 12 名中 6 名 (50%) において、多裂筋は 13 名中 13 名 (100%) において、外腹斜筋は 13 名中 13 名 (100%), 内腹斜筋は 13 名中 10 名 (76.9%) でフィードフォワード活動を示した。大腰筋と多裂筋の onset は腹横筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.60, 3.12), 腹直筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.69, 4.31) より有意に早かった。

#### IV-1-2) 肩関節伸展運動

肩関節伸展運動における筋群間の比較を図 15A-C に示し、各筋の onset を表 4 に示す。肩関節運動における計測筋がフィードフォワード活動を示した被験者の人数と割合(%)を表 5 に示した。左肩関節伸展時は腹横筋、腹直筋、外腹斜筋はフィードフォワード活動を

示し、腹横筋は 13 名中 8 名 (61.5%) において、腹直筋は 13 名中 13 名 (100%) において、外腹斜筋は 12 名中 12 名 (100%) においてフィードフォワード活動を示した。腹直筋と外腹斜筋の onset は大腰筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.80, 2.02), 腰方形筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.81, 2.07), 多裂筋( $p < 0.01$ , 効果量:3.52, 3.75)の onset より有意に早かった。右肩関節伸展時は腹横筋, 腹直筋, 外腹斜筋, 内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、腹横筋は 13 名中 12 名 (92.3%) において、腹直筋は 13 名中 13 名 (100%) において、外腹斜筋は 13 名中 8 名 (61.5%) において、内腹斜筋は 13 名中 13 名 (100%) においてフィードフォワード活動を示した。これらの筋は大腰筋( $p < 0.05$ , 効果量:1.09-1.96), 腰方形筋 ( $p < 0.01$ , 効果量:1.39-2.55), 多裂筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.93-4.30)より有意に早かった。両肩関節伸展時は右肩関節伸展時と同様に、腹横筋, 腹直筋, 外腹斜筋, 内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、腹横筋は 13 名中 13 名 (100%) において、腹直筋は 13 名中 13 名 (100%) において、外腹斜筋は 13 名中 13 名 (100%) において、内腹斜筋は 13 名中 12 名 (92.3%) においてフィードフォワード活動を示した。これらの筋は大腰筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.31-1.97), 腰方形筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.74-2.66), および多裂筋( $p < 0.01$ , 効果量:3.14-3.88)より有意に早かった。

#### IV-1-3) 肩関節外転運動

肩関節外転における筋群間の比較を図 16A-C に示し、各筋の onset を表 4 に示す。肩関節運動における計測筋がフィードフォワード活動を示した被験者の人数と割合(%)を表 5 に示した。左肩関節外転時は大腰筋, 腰方形筋, 腹横筋, 外腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、大腰筋は 11 名中 10 名 (90.9%) において、腰方形筋 13 名中 11 名 (84.6%) において、腹横筋 12 名中 9 名 (75.0%) において、外腹斜筋 13 名中 13 名 (100%) においてフィードフォワード活動を示した。これらの筋は多裂筋( $p < 0.05$ , 効果量:0.99-1.03), 内腹斜筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.75-1.78)より有意に早かった。右肩関節外転時は内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、13 名中 12 名 (92.3%) においてフィードフォワード活動を示した。内腹斜筋は大腰筋( $p < 0.01$ , 効果量:3.51), 腰方形筋( $p < 0.01$ , 効果量:3.04), 多裂筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.91), 腹直筋( $p < 0.01$ , 効果量:3.01), 外腹斜筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.18)より有意に早かった。両肩関節外転時は右肩関節外転と同様に内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、12 名中 12 名 (100%) においてフィードフォワード活動を示した。内腹斜筋は大腰筋( $p = 0.03$ , 効果量:1.92), 腰方形筋( $p = 0.01$ , 効果量:2.33), 腹横筋 ( $p = 0.02$ , 効果

量:1.74), 多裂筋 ( $p < 0.01$ , 効果量:1.70), 腹直筋 ( $p < 0.01$ , 効果量:2.65)より有意に早かった.

#### IV-1-4) 肩関節非対称運動

肩関節非対称運動における筋群間の比較を図 17A-C に示し, 各筋の onset を表 4 に示す. 肩関節運動における計測筋がフィードフォワード活動を示した被験者の人数と割合(%)を表 5 に示した. 左肩関節屈曲-右肩関節伸展時は腹横筋と内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し, 腹横筋は 13 名中 13 名 (100%) において, 内腹斜筋は 13 名中 13 名 (100%) においてフィードフォワード活動を示した. これらの筋は, 大腰筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.52, 1.50), 腰方形筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.07, 2.06), 多裂筋( $p < 0.01$ , 効果量:2.92, 2.98), 腹直筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.99, 1.98), 外腹斜筋( $p < 0.01$ , 効果量:1.86, 1.84)より有意に早かった. 大腰筋と腰方形筋は平均値ではフィードバック活動を示したが, 大腰筋は 13 名中 7 名 (53.8%) において, 腰方形筋は 13 名中 6 名 (46.2%) においてフィードフォワード活動を示した.

左肩関節伸展-右肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋はフィードフォワード活動を示し, 多裂筋は 11 名中 8 名 (72.7%) において, 外腹斜筋は 13 名中 13 名 (100%) においてフィードフォワード活動を示した. これらの筋は大腰筋( $p = 0.03, <0.01$ , 効果量:1.26, 2.61), 腹横筋 ( $p = 0.01, <0.01$ , 効果量:1.38, 2.68), 腹直筋 ( $p < 0.01$ , 効果量:2.19, 3.70)より有意に早かった. 腰方形筋はフィードバック活動と判定されたが, 12 名中 6 名 (50%) でフィードフォワード活動を示した.

## V 考察

### V-1 研究のまとめと新しい点

本研究で我々は、ワイヤ電極と表面電極を用いて、11種類の片側または両側肩関節運動時の体幹深層筋と表層筋の onset を計測した。

先行研究では、右肩関節運動時の左腹横筋、外腹斜筋、内腹斜筋の onset は左肩関節運動時の右腹横筋、外腹斜筋、内腹斜筋の onset との間に差がないと報告している<sup>18)</sup>。先行研究を踏まえると、本研究で計測した左肩関節運動時の右体幹筋の onset は、右肩関節運動時の左体幹筋の onset と同じ結果になると考えられるため、本研究では右側のみの体幹筋計測を行った。考察では体幹筋の筋活動を計測した側の肩関節運動を同側、体幹筋の筋活動を計測していない側の肩関節運動を反対側と表記した。

反対側肩関節屈曲時は大腰筋、腰方形筋、腹横筋、多裂筋、内腹斜筋が被験者の75%以上の割合でフィードフォワード活動を示し、反対側肩関節伸展時は腹直筋、外腹斜筋が被験者の100%の割合で、腹横筋は61.5%の割合でフィードフォワード活動を示した。反対側肩関節外転時は大腰筋、腰方形筋、腹横筋、外腹斜筋が被験者の75%以上の割合でフィードフォワード活動を示した。同側肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋が被験者の90%以上の割合でフィードフォワード活動を示した。同側肩関節伸展時は腹横筋、腹直筋、内腹斜筋が被験者の90%以上の割合で、外腹斜筋は61.5%の割合でフィードフォワード活動を示した。同側肩関節外転時は内腹斜筋が被験者の92.3%の割合でフィードフォワード活動を示した。両側肩関節屈曲時は多裂筋、外腹斜筋、内腹斜筋が被験者の75%以上の割合でフィードフォワード活動を示し、大腰筋は被験者の50%の割合でフィードフォワード活動を示した。両側肩関節伸展時は腹横筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋が被験者の90%以上の割合でフィードフォワード活動を示した。両側肩関節外転時は内腹斜筋のみ被験者の100%の割合でフィードフォワード活動を示した。また、反対側肩関節屈曲-同側肩関節伸展時は腹横筋と内腹斜筋が被験者の100%の割合でフィードフォワード活動を示し、反対側肩関節伸展-同側肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋がそれぞれ被験者の72.7%と100%の割合でフィードフォワード活動を示した。

本研究は、肩関節運動において大腰筋、腰方形筋、腹横筋、多裂筋すべての体幹深層筋と表層筋の活動を同時計測した初めての研究である。本研究の新しい点の1つ目は、反対側肩関節外転運動時は大腰筋が被験者の75%の割合でフィードフォワード活動を示したことである。2つ目は、同側肩関節外転運動時は内腹斜筋のみ被験者の92.3%の割合でフィ



ードフォワード活動を示したことである。3 つ目は、両側肩関節外転運動時は内腹斜筋のみ被験者の 100%の割合でフィードフォワード活動を示したことである。4 つ目は、両側肩関節屈曲・伸展時は多裂筋が被験者の 100%の割合でフィードフォワード活動を示し、肩関節伸展時は腹直筋が被験者の 100%の割合でフィードフォワード活動を示したことである。5 つ目は、反対側肩関節屈曲-同側肩関節伸展時は大腰筋、腰方形筋、多裂筋、腹直筋の平均値はフィードバック活動を示したが、大腰筋は被験者の 53.8%で、腰方形筋は被験者の 46.2%でフィードフォワード活動を示したことである。反対側肩関節伸展-同側肩関節屈曲時は多裂筋が被験者の 72.7%がフィードフォワード活動を示したが、腰方形筋は被験者の 50%でフィードフォワード活動を示したことである。6 つ目は、フィードフォワード活動を示した体幹深層筋と表層筋の間で onset 時間に有意差はなくほぼ同時期に活動していることが示されたことである。

## V-2 肩関節運動による reactive moment に対する体幹の preparatory motion

肩関節屈曲、伸展、外転運動によって発生する reactive moment に対する体幹の preparatory motion は Hodges ら<sup>10)</sup>によって報告されている。反対側肩関節屈曲・外転時は体幹屈曲・反対側側屈・反対側回旋の reactive moment が発生し、その reactive moment に対して体幹筋の活動により体幹伸展・同側側屈・同側回旋の preparatory motion を起こすことで体幹運動制御をしていると報告されている。反対側肩関節伸展時は体幹屈曲・同側側屈・反対側回旋の preparatory motion が起こると報告されている。この報告を基に各肩関節運動時の reactive moment に対する体幹の preparatory motion を図 18 に示す。同側肩関節屈曲・外転時は体幹伸展・反対側側屈・反対側回旋の reactive moment が発生すると考えられ、同側肩関節伸展時は体幹屈曲・反対側側屈・同側回旋の体幹 preparatory motion が起こると考えられる(図 18A)。両肩関節運動時は反対側と同側で体幹側屈と回旋運動を打ち消しあうため、前額面と水平面での体幹の preparatory motion が起こらず、体幹屈曲・伸展の preparatory motion だけが起こると考えられる。従って、両肩関節屈曲・外転時は体幹伸展、両肩関節伸展時には体幹屈曲の preparatory motion だけが起こると考えられる(図 18B)。肩関節非対称運動時は反対側と同側で肩関節屈曲・伸展方向と側屈方向が反対になるため、矢状面と前額面での体幹の preparatory motion が起こらず、体幹回旋の preparatory motion だけが起こると考えられる(図 18B)。本研究における体幹筋の筋電図データは、上記の肩関節運動に伴う体幹の運動方向パターンに基づいて解釈した。

### V-3 肩関節屈曲運動

本研究結果では、反対側肩関節屈曲時は腹横筋、大腰筋、腰方形筋、多裂筋、内腹斜筋はそれぞれ被験者の 100%、75.0%、91.7%、92.3%、100%の割合でフィードフォワード活動を示した。Hodges ら<sup>10)</sup>によると反対側肩関節屈曲時は体幹伸展・同側側屈・同側回旋の preparatory motion が起こるため、大腰筋と腰方形筋は体幹同側側屈に、腹横筋と内腹斜筋は体幹同側回旋に、多裂筋は体幹伸展に作用することで体幹運動制御に関与している可能性が考えられる。Park ら<sup>39)</sup>は体幹同側側屈や同側側屈+伸展方向への等尺性抵抗時に大腰筋と腰方形筋の筋活動は大きいと報告していることから反対側肩関節屈曲時にはこの2筋は体幹同側側屈に作用していると考えられる。反対側肩関節屈曲時はフィードフォワード活動を示した筋群の中でも腹横筋と内腹斜筋は大腰筋より有意に早く活動したため、腹横筋と内腹斜筋は大腰筋より体幹運動制御に関与していることが考えられる。大腰筋、腰方形筋、腹横筋、多裂筋は腹直筋より有意に早く活動したため、早く活動した筋は腹直筋より体幹運動制御に関与していると考えられる。

同側肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋はそれぞれ被験者の 90.9%と 100%の割合でフィードフォワード活動を示した。同側肩関節屈曲は体幹伸展・反対側側屈・反対側回旋の preparatory motion が起こるため、反対側肩関節屈曲時と同様に多裂筋は体幹伸展に、外腹斜筋は体幹反対側回旋に作用して体幹運動制御に関与している可能性が考えられる。大腰筋と腰方形筋は体幹伸展作用を持つが、同側肩関節屈曲ではフィードバック活動を示した。その理由として同側肩関節屈曲時は体幹反対側側屈するため同側側屈作用を持つ大腰筋と腰方形筋が抑制された可能性が考えられる。Park ら<sup>39)</sup>は体幹反対側側屈+伸展の動きでは大腰筋と腰方形筋の筋活動はわずかであると報告していることから、同側肩関節屈曲時は体幹運動制御への関与は少ない可能性が考えられる。大腰筋と腰方形筋は同側肩関節屈曲によって起こった体幹反対側側屈をフィードバック活動によって中間位に戻す体幹運動制御に関与していると考えられる。同側肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋が大腰筋、腰方形筋、腹横筋、腹直筋より有意に早く活動したため、多裂筋と外腹斜筋は遅く活動した筋よりも体幹運動制御に関与していると考えられる。

両側肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋と内腹斜筋はそれぞれ被験者の 100%、100%、76.9%の割合でフィードフォワード活動を示したが、大腰筋は被験者の 50%の割合でしかフィードフォワード活動を示さなかった。両側肩関節屈曲時は体幹の側屈・回旋の

preparatory motion は起こらず体幹伸展の preparatory motion だけが起こると考えられるため、体幹伸展作用を持つ多裂筋が他の筋群より早く活動したと考えられる。先行研究では大腰筋前部線維は体幹伸展時に大きく活動するが、大腰筋後部線維と腰方形筋は体幹伸展時の筋活動は小さいと報告している<sup>39)</sup>。本研究において50%の被験者しかフィードフォワード活動を示さなかった理由は、本研究は大腰筋の筋腹中央にワイヤ電極を設置しているため、前部線維を計測した被験者と後部線維を計測した被験者が混在したからかもしれない。両側肩関節屈曲運動時は大腰筋は体幹伸展に作用して体幹運動制御に関与している可能性が示唆され、腰方形筋が体幹運動制御に関与している可能性は小さいと考えられる。本研究の結果は外腹斜筋と内腹斜筋はフィードフォワード活動を示し、Hodges ら<sup>9)</sup>の報告を支持した。しかしこの結果はHodges ら<sup>10)</sup>の体幹の preparatory motion の機序では説明できなかった。先行研究では両肩関節屈曲時はCOPが後方へ移動し、COPの後方変位が予測される場合は外腹斜筋と内腹斜筋はフィードフォワード活動を示すと報告している<sup>9,67,68)</sup>。本研究の結果から外腹斜筋と内腹斜筋がCOPの後方変位に対応して体幹運動制御に関与している可能性が考えられるが、体幹の三次元動作解析やCOP計測を行っていないためその理由は明らかにできなかった。両側肩関節屈曲時は、大腰筋、多裂筋、外腹斜筋、内腹斜筋は腹横筋、腹直筋より早く活動した。両側肩関節屈曲時は体幹伸展の preparatory motion が起こるため大腰筋と多裂筋は体幹屈曲作用を持つ腹横筋と腹直筋より早く活動し、外腹斜筋と内腹斜筋は腹横筋と腹直筋より早く活動したことから、早く活動した筋は体幹運動制御に関与していると考えられる。

片側肩関節屈曲時は反対側のすべての体幹深層筋と腹斜筋群の協調的なフィードフォワード活動が体幹運動制御に関与している可能性が考えられる。特に、多裂筋は肩関節屈曲運動時に反対側、同側、両側に関係なく被験者の90%以上の割合でフィードフォワード活動を示しており、これはWada ら<sup>69)</sup>の結果を支持し、多裂筋は肩関節屈曲時の体幹運動制御に重要である可能性が考えられる。

#### V-4 肩関節伸展運動

本研究結果では、反対側肩関節伸展時は腹横筋と腹直筋、外腹斜筋はそれぞれ61.5%、100%、100%の割合でフィードフォワード活動を示した。Hodges ら<sup>10)</sup>によると反対側肩関節伸展時は体幹屈曲・同側側屈・反対側回旋の preparatory motion が起こるため、腹横筋と腹直筋、外腹斜筋は体幹屈曲に、外腹斜筋は体幹反対側回旋に作用して体幹運動制御

に關与している可能性が考えられる。一方、大腰筋、腰方形筋、多裂筋はフィードバック活動を示した。Park ら<sup>38)</sup>は反対側肩関節伸展時は大腰筋の筋活動はフィードバック活動を示し、本研究と一致した。Park ら<sup>39)</sup>は大腰筋は同側側屈時には筋活動は大きい、体幹屈曲+同側側屈時には筋活動は小さいと報告しており、体幹屈曲+同側側屈が起こる反対側肩関節伸展時の体幹運動制御への影響は小さい可能性が考えられる。Park ら<sup>38)</sup>は反対側肩関節伸展時に腰方形筋外側線維はフィードフォワード活動を示し、内側線維はフィードバック活動を示すと報告している。Park ら<sup>39)</sup>は腰方形筋は体幹屈曲時の筋活動は小さく、体幹同側側屈時の筋活動は大きく、体幹屈曲+同側側屈時に大きく活動すると報告している。Oshikawa ら<sup>17)</sup>は反対側肩関節伸展時は腰方形筋の前部線維と後部線維のどちらもフィードフォワード活動を示すことを報告しているが、本研究の結果では腰方形筋はフィードバック活動を示したことから、先行研究と異なる結果となった。その理由は、計測部位、肩関節運動速度が Park ら<sup>38)</sup>、Oshikawa ら<sup>17)</sup>と我々の研究の報告で必ずしも一致していないからかもしれない。具体的には、Park ら<sup>38)</sup>と Oshikawa ら<sup>17)</sup>は大腰筋を前部線維と後部線維に分け、腰方形筋を内側線維と外側線維に分けて電極を設置して計測しているのに対して本研究は大腰筋と腰方形筋の筋腹中央に電極を設置しているため、筋の計測部位が異なる。ワイヤ筋電図法は、電極先端近傍の筋電位の記録が可能であるが、同一の筋でも電極の設置部位が異なれば計測される筋活動も変化する可能性が考えられる。肩関節運動速度は先行研究と同じく可能な限り最大速度で行うという条件は同じであるが、肩関節運動速度の規定はされていない。運動速度が大きくなると肩関節運動によって発生する reactive moment も大きくなり、reactive moment が大きくなると筋の onset が早くなると報告されている<sup>17,70)</sup>。よって、運動速度の違いが筋の onset へ影響を与えた可能性が考えられる。反対側肩関節伸展では腹横筋、腹直筋、外腹斜筋が大腰筋、腰方形筋、多裂筋より有意に早く活動した。反対側肩関節伸展は体幹屈曲・反対側回旋を伴うため腹直筋と外腹斜筋は体幹伸展作用を持つ大腰筋、腰方形筋、多裂筋より体幹運動制御に關与していることが考えられる。

同側肩関節伸展時は腹横筋と腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋はそれぞれ被験者の 92.3%、100%、61.5%、100%の割合でフィードフォワード活動を示した。同側肩関節伸展時は体幹屈曲・反対側側屈・同側回旋の preparatory motion が起こるため、腹横筋と腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋が体幹屈曲に、腹横筋と内腹斜筋が体幹同側回旋に作用して体幹運動制御に關与している可能性が考えられる。一方、大腰筋、腰方形筋、多裂筋はフィードバック活

動を示した。Park ら<sup>39)</sup>は体幹屈曲+反対側体幹側屈時は大腰筋と腰方形筋の筋活動はほぼ起こらないことを報告しており、これは体幹反対側側屈の preparatory motion が起こる同側肩関節伸展時は同側側屈作用を持つ大腰筋と腰方形筋の筋活動がフィードバック活動を示した結果を支持する報告である。本研究の結果からも大腰筋と腰方形筋は運動開始後の体幹運動制御に関与している可能性が示唆された。同側肩関節伸展では腹横筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋が大腰筋、腰方形筋、多裂筋より有意に早く活動した。同側肩関節伸展時は体幹屈曲・同側回旋の preparatory motion が起こるため腹横筋、腹直筋、内腹斜筋が体幹運動制御に関与していることが考えられる。

両肩関節伸展時は腹横筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋はそれぞれ被験者の 100%, 100%, 100%, 92.3%の割合でフィードフォワード活動を示した。両肩関節伸展時は体幹の側屈・回旋の preparatory motion が起こらず体幹屈曲の preparatory motion だけが起こると考えられるため、これらの腹筋群が体幹屈曲に作用して体幹運動制御に関与している可能性が考えられる。体幹伸展作用を持つ大腰筋、腰方形筋、多裂筋はフィードバック活動を示し、腹筋群よりも有意に onset が遅かったことから、大腰筋、腰方形筋、多裂筋は運動開始後の体幹運動制御に関与している可能性が示唆された。両肩関節伸展は腹横筋、腹直筋、外腹斜筋、内腹斜筋がほぼ同時期にフィードフォワード活動を示した。体幹屈曲を伴う運動では体幹伸展作用を持つ大腰筋、腰方形筋、多裂筋より腹筋群が体幹運動制御に関与していることが考えられる。

反対側と同側の肩関節伸展時は体幹の回旋方向が逆であるため、反対側と同側の肩関節伸展運動時の腹横筋、外腹斜筋、内腹斜筋の onset は異なった。これらは腹斜筋群が持つ回旋作用の違いによるものと考えられる。腹直筋は反対側、同側、両側の肩の動きに関わらず、肩関節伸展時に常にフィードフォワード活動を示した。これは腹直筋の体幹屈曲のモーメントアームが外腹斜筋や内腹斜筋より大きいこと、腹直筋が体幹回旋や側屈の作用が小さいことが関係している可能性が考えられた。腹筋群は肩関節伸展時の体幹運動制御に関与する可能性が示唆された。

## V-5 肩関節外転運動

本研究結果では、反対側肩関節外転時は大腰筋、腰方形筋、腹横筋、外腹斜筋は被験者の 90.9%, 84.6%, 75.0%, 100%の割合でフィードフォワード活動を示した。Hodges ら<sup>10)</sup>は反対側肩関節外転時は体幹伸展・同側側屈・同側回旋の preparatory motion が起こると報

告している。大腰筋、腰方形筋、腹横筋、外腹斜筋が体幹同側側屈に、腹横筋が体幹同側回旋に作用して体幹運動制御に関与している可能性が考えられる。Park ら<sup>39)</sup>は反対側大腰筋と腰方形筋は同側体幹側屈時に大きく活動し、Moga ら<sup>71)</sup>は腹横筋と外腹斜筋は同側側屈方向へのモーメントアームが大きいと報告しているため、体幹側屈作用を持つこれらの筋のフィードフォワード活動によって体幹運動制御を行っている可能性が考えられる。反対側肩関節外転時は大腰筋、腰方形筋、腹横筋、外腹斜筋が多裂筋と内腹斜筋より有意に早く活動した。肩関節外転は前額面の要素が大きいため<sup>5)</sup>、側屈作用を持つ大腰筋、腰方形筋、腹横筋、外腹斜筋が体幹運動制御に関与していると考えられる。

同側および両側の肩関節外転時は内腹斜筋は被験者の 92.3%の割合でフィードフォワード活動を示し、その他すべての筋はフィードバック活動を示した。同側肩関節外転運動時は体幹伸展・反対側側屈・反対側回旋の preparatory motion が起こり、両側肩関節外転運動時は体幹伸展の preparatory motion が起こるが、本研究においてこれらの作用を持たない内腹斜筋が同側・両側肩関節外転運動時にフィードフォワード活動を示した。よって Hodges ら<sup>10)</sup>の肩関節運動によって発生する reactive moment に拮抗する preparatory motion の機序に基づいて本研究結果を考察することは難しいと考えられる。先行研究では両肩関節外転時は COP は後方へ移動し、外腹斜筋と内腹斜筋はフィードフォワード活動を示すと報告している<sup>9,67,68)</sup>。本研究の結果から内腹斜筋が COP の後方変位に対応して体幹運動制御に関与している可能性が考えられるが、体幹の三次元動作解析や COP 計測を行っていないためその理由は明らかにできなかった。

同側肩関節外転時は体幹反対側側屈の preparatory motion が起こるが、両側肩関節外転時は体幹側屈・回旋の preparatory motion は起こらないと考えられるため、大腰筋と腰方形筋は同側および両側肩関節外転時にフィードバック活動を示したと考えられる。同側肩関節外転と両側肩関節外転時は内腹斜筋のみフィードフォワード活動を示し、その他の筋より有意に早く活動したため、内腹斜筋が体幹運動制御に関与していると考えられる。

肩関節外転は主に前額面の動きで構成されるという報告を考慮すると<sup>5)</sup>、反対側肩関節外転時は同側側屈作用を持つ大腰筋、腰方形筋、腹横筋、外腹斜筋の協調的なフィードフォワード活動が同側の体幹側屈と体幹運動制御に関与している可能性が示唆され、同側と両側肩関節外転時は内腹斜筋が体幹運動制御に関与している可能性が示唆された。

## V-6 肩関節非対称運動

反対側肩関節屈曲-同側肩関節伸展時は腹横筋と内腹斜筋はそれぞれ被験者の 100%の割合でフィードフォワード活動を示し、他の筋より有意に早く活動した。肩関節非対称運動時は体幹屈曲・伸展や側屈の preparatory motion が起こらず、体幹回旋の preparatory motion だけが起こると考えられる。反対側肩関節屈曲-同側肩関節伸展時は体幹同側回旋が起こるため、体幹同側回旋作用を持つ腹横筋と内腹斜筋が同時期に活動し体幹運動制御に関与していると考えられる。

反対側肩関節伸展-同側肩関節屈曲時は外腹斜筋と多裂筋はそれぞれ被験者の 100%と 72.7%の割合でフィードフォワード活動を示し、大腰筋、腰方形筋、腹横筋、腹直筋より有意に早く活動した。反対側肩関節伸展-同側肩関節屈曲時は体幹反対側回旋の preparatory motion が起こるため、体幹反対側回旋作用を持つ多裂筋と外腹斜筋は体幹運動制御に関与していると考えられる。

2 種類の肩関節非対称運動時は大腰筋と腰方形筋はフィードバック活動を示した。先行研究では大腰筋と腰方形筋は同側への体幹回旋作用を持つことが報告されている<sup>36,37)</sup>。Andersson ら<sup>37)</sup>は体幹最大回旋や体幹回旋の抵抗運動では大腰筋と腰方形筋の筋活動は最大筋力の 10-20%程度であり、体幹の回旋量が小さい場合は筋活動が数%であると報告している。本研究の結果では反対側肩関節屈曲-同側肩関節伸展時に大腰筋と腰方形筋はそれぞれ 53.8%と 46.2%の割合で、反対側肩関節伸展-同側肩関節屈曲時に腰方形筋が 50%の割合でフィードフォワード活動を示したため、大腰筋と腰方形筋の体幹回旋に関与している可能性が考えられる。

本研究により、肩関節非対称運動時は体幹の回旋方向により腹横筋と内腹斜筋、または多裂筋と外腹斜筋が協調して活動することにより体幹運動制御に関与する可能性が示唆され、体幹の回旋量や負荷量によって変化する大腰筋と腰方形筋の協調的な活動も体幹回旋に関与する可能性が考えられる。

#### V-7 肩関節運動における筋間の onset の違い

本研究の結果は肩関節運動における体幹筋間の onset の違いを示した。体幹の preparatory motion に関与する筋群はフィードフォワード活動を示し、フィードフォワード活動を示さなかった筋群より onset 時間に差が見られた。さらにフィードフォワード活動を示した筋間の中でも有意差はなかったが、onset 時間に差が見られた。三次元動作解析を用いた Hodges ら<sup>10)</sup>の報告によると、片側肩関節屈曲による腰椎の矢状面 (T12-L3 と L3-S1 のな

す角)の変位角度は約 $2^{\circ}$  , 前額面(T12-S1と反対側と同側のPSISを結んだ角)の変位角度は約 $2^{\circ}$  , 水平面(両PSISを結んだ角)の変位角度は約 $10^{\circ}$ と報告されている。片側肩関節外転による腰椎の矢状面の変位角度は約 $2^{\circ}$  , 前額面の変位角度は約 $2^{\circ}$  , 水平面の変位角度は約 $2^{\circ}$ と報告され, 片側肩関節伸展による腰椎の矢状面の変位角度は約 $4^{\circ}$  , 前額面の変位角度は約 $1^{\circ}$  , 水平面の変位角度は約 $5^{\circ}$ と報告されている<sup>10)</sup>。同様に両側肩関節屈曲・伸展・外転では腰椎の矢状面の変位角度はそれぞれ $8^{\circ}$  ,  $6^{\circ}$  ,  $6^{\circ}$ と報告されている<sup>9)</sup>。本研究の結果では矢状面, 前額面, 水平面の変位角度が大きい運動面の体幹運動に関する筋群の onset は変位角度が小さい運動面の体幹運動に関する筋群より早い傾向にある。例えば, 反対側肩関節屈曲では水平面での変位角度が最も大きいため, 腹横筋と内腹斜筋の onset が最も早く, 変位角度が小さい矢状面と前額面に関係する大腰筋, 腰方形筋, 多裂筋は遅いと考えられる。このことは他の肩関節運動の結果でもおおむね同じ傾向が示されている。同じ作用を持つ体幹筋群の中での onset の違いは体幹運動方向への筋作用の大きさも関係しているかもしれない。フィードフォワード活動を示す筋の中での onset の早さの違いは肩関節運動時の体幹・骨盤の変位量の大きさの違いによる可能性が考えられる。

肩関節運動時の体幹筋間の onset を比較した研究はごくわずかである。Oshikawaらは, 左肩関節屈曲時には右腰方形筋と腹横筋が外腹斜筋, 内腹斜筋, 腹直筋より早く活動し, 左肩関節伸展時には, 右腰方形筋と腹横筋は内腹斜筋と腹直筋より早く活動し, 左肩関節外転時には右腰方形筋と腹横筋は外腹斜筋, 内腹斜筋, 腹直筋より早く活動すると報告している。本研究の結果では, 肩関節運動においてフィードフォワード活動を示した体幹筋の中で体幹深層筋が体幹表層筋より有意に早く活動する所見を得られなかった。このことは, 肩関節運動時の体幹運動制御においては体幹深層筋が表層筋より早く活動することよりも, 体幹深層筋と表層筋が協調して活動することが重要であると考えられる。

## V-8 臨床応用

本研究で計測した肩関節運動は肘が伸展した状態での片側または両側の肩関節屈曲, 伸展, 外転運動, 非対称な肩関節運動であるため, 短距離走や投球動作のような実際のスポーツ動作とは条件が完全に一致するものではない。しかし, 特定方向への肩関節運動時の体幹筋の筋活動が示されたことから, スポーツ時に行われる肩関節運動方向を基にフィードフォワード活動により体幹運動制御に関与する可能性が考えられる筋群が推定可能とな



ったと考えられる。

本研究の結果から肩関節運動時の体幹深層筋と表層筋による体幹運動作用が協調することで体幹運動制御に関与している可能性があることが示唆された。体幹筋のフィードフォワード活動によって肩関節周囲筋の筋活動や肩関節運動を変化させることは既に報告されている<sup>14,20,21</sup>。Onset 改善には筋の選択的エクササイズやコアスタビリティエクササイズが有効であると報告されており<sup>72-75</sup>，代表的なコアスタビリティエクササイズとして Hand-knee, Elbow-Toe, Side-Bridge エクササイズがある。これらのエクササイズは体幹深層筋と表層筋の筋活動がすでに報告されており<sup>76-78</sup>，リハビリテーションやスポーツ現場でのパフォーマンス向上，障害予防を目的として多く用いられている。Hall ら<sup>79</sup>によると腰痛者を対象としたエクササイズでは各エクササイズを 7 秒×5 セットの強度で行っており，スポーツ場面では保持時間の延長や，支持基底面の不安定化，片手・片脚を挙げ運動強度を高める工夫を行っている。

本研究の結果から，肩関節運動方向や種類によってフィードフォワード活動を示す体幹筋があることが示された。本研究はエクササイズと肩関節運動の改善との関係を示した直接的な研究ではないものの，体幹運動制御に関与する可能性がある体幹深層筋や表層筋の選択的エクササイズや複数の体幹深層筋と表層筋が協調して活動することで体幹を安定させるコアスタビリティエクササイズは，肩関節運動時の体幹筋の onset の改善に有効であると考えられる。

先行研究では，Hand-Knee エクササイズまたは Elbow-Toe エクササイズは反対側および同側の腹横筋，腹直筋，外腹斜筋，内腹斜筋の活動が大きいこと。Side-bridge エクササイズは同側の大腰筋，腰方形筋，多裂筋，同側および反対側の外腹斜筋，内腹斜筋の活動が大きくなることが報告されている<sup>76-78</sup>。反対側肩関節屈曲・伸展・外転時には大腰筋，腰方形筋，多裂筋，外腹斜筋，内腹斜筋が共同して活動するため，Side-bridge エクササイズは反対側の肩関節運動時の体幹の安定性を向上させ，肩甲上腕関節と肩甲胸郭関節の動きの改善につながると考えられる。肩関節伸展時には腹横筋，腹直筋，外腹斜筋，内腹斜筋が共同して活動するため，Hand-Knee, Elbow-Toe エクササイズは肩関節伸展運動時の肩甲上腕関節と肩甲胸郭関節の動きを改善させる可能性がある。反対側肩関節屈曲-同側肩関節伸展運動では腹横筋と内腹斜筋が活動し，反対側肩関節伸展-同側肩関節屈曲運動では多裂筋と外腹斜筋が活動する。反対側（同側）肩関節屈曲-同側（反対側）肩関節伸展のような非対称な肩関節往復運動（例:スプリントやランニング）では，反対側と同側方向の体幹回旋が

交互に起こるため、体幹の回旋（例:ツイスト運動）のような運動は肩関節非対称運動の改善に有用かもしれない。

## V-9 研究限界

本研究には 8 つの研究限界が存在する。1 つ目は、本研究では健康な男性のみを対象にしているため、本研究の結果は一般化できない可能性があることである。肩関節疾患を持つ人は肩関節運動パターンが健康成人と異なる可能性や、体幹深層筋の機能不全が起こりやすい腰痛者は筋活動パターンが異なる可能性が考えられる。多様な集団間に存在しうる差異を明らかにするためには、年齢、性別、病状の異なる人々における onset を計測することが必要である。本研究により得られた結果は健康成人男性を対象にしたものではあるが、肩関節運動と体幹深層筋・表層筋の筋活動との関係を示した基礎データと考えられる。

2 つ目は、本研究では三次元運動解析は行っていないため、肩関節運動に関連した体幹・骨盤の kinetics や kinematics の変化を計測していないことである。肩関節運動には体幹、骨盤、下肢の運動と筋活動を伴うため、三次元運動解析によるパラメータと筋活動との関係を調べることが必要である。特にばらつきが大きく onset に一定の傾向が見られなかった肩関節運動は三次元運動解析を行うことによって、被験者間の運動パターンの違いを示すことが可能となると考えられる。

3 つ目は、本研究ではアライメントと足圧中心(Center of foot Pressure: COP)の変化を計測していないため、COP の変化と筋活動との関係を示すことができなかったことである。運動に伴う COP の変化は筋活動と関係すると考えられる。またアライメント評価を行っていないため各被験者のアライメントによる運動パターンの違いは示せなかった。COP の変化やアライメントの違いと筋活動との関係を明らかにするためには、今回の研究限界を踏まえたより発展した研究が必要である。

4 つ目は、本研究では参加者全員が右利きであったため、利き手が肩関節運動時の各筋の活動に影響を与えるかどうかについて示せなかったことである。今後は、左利きの参加者での測定を実施し、利き手の影響を考慮して研究を行っていく必要がある。

5 つ目は、本研究では運動課題中の肩関節角度、運動速度、運動加速度を算出していないため、本研究の運動課題が一定の条件下で計測したことを示す客観的情報が不足していることである。そのため、被験者内または被験者間において試行毎の結果が変動し、データに影響を及ぼした可能性がある。また、肩関節運動の運動速度や運動加速度計測を行っ

ていないため、運動速度や運動加速度の違いによる影響を示せなかった。本研究は最大速度で行っているため、ゆっくりとした速度や自分の快適と感じる速度での肩関節運動では本研究の結果と異なる可能性がある。そのため、速度を規定した条件で計測することで速度による筋活動開始時間の変化を示すことが可能になると考えられる。

6 つ目は、本研究ではワイヤ電極挿入時から計測終了時までワイヤ電極が一定の位置に留置しているという確認をしていないことである。計測中にワイヤ電極の留置部位が変化し計測結果に影響を及ぼした可能性が考えられる。今後は計測前・中・後にエコーと神経刺激装置を用いて、ワイヤ電極留置部位が変化していないことを確認したうえで計測を行うことが必要と考えられる。

7 つ目は、本研究では大腰筋と腰方形筋の筋腹中央にワイヤ電極を設置したため、大腰筋と腰方形筋の各線維の筋活動を計測できなかったことである。各線維によって筋活動が異なる可能性があるため、今後は各線維にワイヤ電極を設置し詳細な筋活動計測が必要である。

最後に、本研究では脊柱起立筋の筋活動を計測していないことである。脊柱起立筋も体幹運動制御に関与していると推測されるため、今後は脊柱起立筋も含めた計測が必要と考えられる。

## V-10 今後の展望

本研究の結果、我々は健康成人男性における肩関節運動時の体幹深層・表層筋の筋活動を明らかにし、肩関節運動時の体幹運動制御には体幹深層筋と表層筋の協調的な活動が必要である可能性が示唆された。しかし本研究では、肩関節運動時の体幹運動制御に関連すると考えられる要素（足圧中心、質量中心、運動速度、関節モーメント、関節角度、腹圧など）を計測していないため、これらの要素が本研究の体幹筋の筋活動に影響を与えた可能性がある。そのため今後はこれらの要素を含めた計測を行い、今回得られた筋活動との関係を明らかにしていくことが必要である。

本研究で得られた知見を一般化するためには、肩関節疾患や腰痛などを持つ人を対象とした計測を行い、健康成人との違いを明らかにしていく必要がある。その上で体幹深層筋・表層筋に対する介入を行い、肩関節運動時の体幹筋の筋活動の変化、肩関節や肩甲骨の動きへの関与を明らかにしていくことが必要であり、そのような研究は肩関節疾患を持つ人に対する体幹筋エクササイズを行う科学的根拠の確立につながると考えられる。またスポ

一ツ時の特定の動きの間の体幹筋の筋活動を計測し、体幹筋の関与を計測することもスポーツ運動改善に向けてのエクササイズ構築時に必要と考えられる。

臨床場面において肩関節運動を評価する際には、肩甲胸郭関節、肩甲上腕関節に加えて、体幹深層筋や体幹表層筋の評価も行い肩甲胸郭関節や肩甲上腕関節の機能不全なのか体幹筋の機能不全による問題なのかを判断する必要があると考えられる。改善したい肩関節運動に求められる体幹機能を考慮しながら介入を行うことは質の高い理学療法を提供することにつながると考えられる。

## VI 結論

6種類の素早い片側, 3種類の両側, 2種類の非対称の肩関節運動における体幹深層筋と表層筋の onset を計測した. 本研究の結果から肩関節運動時の体幹深層筋と表層筋による協調した体幹運動が体幹運動制御に関与している可能性があることが示唆された. 具体的には, 反対側肩関節屈曲時は大腰筋, 腰方形筋, 腹横筋, 多裂筋, 内腹斜筋が被験者の 75%以上の割合でフィードフォワード活動を示した. 反対側肩関節伸展時は腹直筋, 外腹斜筋が被験者の 100%の割合で, 腹横筋は 61.5%の割合でフィードフィードフォワード活動を示した. 反対側肩関節外転時は大腰筋, 腰方形筋, 腹横筋, 外腹斜筋が被験者の 75%以上の割合でフィードフォワード活動を示した. 同側肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋が被験者の 90%以上の割合でフィードフォワード活動を示した. 同側肩関節伸展時は腹横筋, 腹直筋, 内腹斜筋が被験者の 90%以上の割合で, 外腹斜筋は 61.5%の割合でフィードフォワード活動を示した. 同側肩関節外転時は内腹斜筋が被験者の 92.3%の割合でフィードフォワード活動を示した. 両側肩関節屈曲時は多裂筋, 外腹斜筋, 内腹斜筋が被験者の 75%以上の割合でフィードフォワード活動を示し, 大腰筋は被験者の 50%の割合でフィードフォワード活動を示した. 両側肩関節伸展時は腹横筋, 腹直筋, 外腹斜筋, 内腹斜筋が被験者の 90%以上の割合でフィードフォワード活動を示した. 両側肩関節外転時は内腹斜筋のみ被験者の 100%の割合でフィードフォワード活動を示した. 反対側肩関節屈曲-同側肩関節伸展時は腹横筋と内腹斜筋が被験者の 100%の割合でフィードフォワード活動を示し, 反対側肩関節伸展-同側肩関節屈曲時は多裂筋と外腹斜筋はそれぞれ被験者の 72.7%と 100%の割合でフィードフォワード活動を示した. フィードフォワード活動を示した体幹深層筋と表層筋の間で onset に有意差はなく, ほぼ同時期に活動していることが示された.

本研究の結果を基に, スポーツ時に行われる肩関節運動方向から, フィードフォワード活動により体幹運動制御に関与している可能性がある筋群が推定可能となった. 本研究は肩関節運動と体幹深層・表層筋活動の関係性を理解する上で重要な役割を果たし, 体幹機能不全によって起こる肩関節障害や予防, パフォーマンスの向上に向けたエクササイズ構築時の参考になると考えられる.

## 謝辞

本研究を行うにあたり研究の趣旨をご理解いただき、被験者として協力していただきました皆様に感謝申し上げます。実験を補助していただきました、佐々木祐二氏、林智也氏、沖野久美子氏、本間久嗣氏に感謝いたします。

本研究の構成から遂行、論文執筆、英文投稿を行うにあたり多くのご指導をしていただきました指導教官の青木光広特任教授に謝意を表します。研究者としての心構えや、論文執筆のポイントなど、多くご指導いただいた点は今後の研究における財産になるものです。

大学院進学、研究活動を支えてくださった両親、研究活動を理解し家庭を支えてくださった妻理恵と、娘胡桃に心から感謝いたします。

## 学位論文の基礎となる原著

本学位論文は以下に公表された原著論文を基に、研究背景、方法、結果、考察、図表等の内容を追加して執筆されたものである。また、本学位論文には公表された原著論文の中に掲載されていないデータも含まれている。

・Masahiro Yamane, Mitsuhiro Aoki, Yuji Sasaki, Tomoya Hayashi (2022). Feedforward coactivation of trunk muscles during rapid shoulder movements. *JSES International*, 6(4), 660-668.

DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2022.04.003>

## 参考文献

1. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(3), 388-397.
2. Bergmark A (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Supple*, 230, 1-54.
3. 鈴木俊明 (2018). 体幹と骨盤の評価と運動療法. 大沼俊博 (編), 体幹の構造と機能 (36-63). 神奈川: 運動と医学の出版社.
4. Massion J (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol*, 38(1), 35-56.
5. Bouisset S, Zattara M (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech*, 20(8), 735-742.
6. Aruin AS, Shiratori T, Latash ML (2001). The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Exp Brain Res*, 138(4), 458-466.
7. Aruin AS, Latash ML (1995). Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*, 103(2), 323-332.
8. Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB, Carlson-Kuhta P, Park S (2005). Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern*, 93(5), 309-322.
9. Hodges PW, Cresswell AG, Thorstensson A (1999). Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Exp Brain Res*, 124(1), 69-79.
10. Hodges PW, Cresswell AG, Daggfeldt K, Thorstensson A (2000). Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. *Gait Posture*, 11(2), 92-101.
11. Hodges PW, Richardson CA (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 15(22), 2640-2650.
12. Hodges PW, Richardson CA (1997). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*, 114(2), 362-370.
13. McGill S, Juker D, Kropf P (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech*,



- 29(11), 1503-1507.
14. Toro ASV, Cools AMJ, Oliveira AS (2016). Instruction and feedback for conscious contraction of the abdominal muscles increases the scapular muscles activation during shoulder exercises. *Man Ther*, 25, 11-18.
  15. Urquhart DM, Hodges PW, Story IH (2005). Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait Posture*, 22(4), 295-301.
  16. Yamazaki Y, Suzuki M, Ohkuwa T, Itoh H (2005). Maintenance of upright standing posture during trunk rotation elicited by rapid and asymmetrical movements of the arms. *Brain Res Bull*, 67(1-2), 30-39.
  17. Oshikawa T, Adachi G, Akuzawa H, Okubo Y, Kaneoka K (2020). Feedforward activation of the quadratus lumborum during rapid shoulder joint abduction. *J Electromyogr Kinesiol*, 54, 102453.
  18. Allison GT, Morris SL, Lay B (2008). Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically: Implications for core stability theories. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38(5), 228-237.
  19. Kibler WB, Press J, Sciascia A (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Med*, 36(3), 189-198.
  20. Scott R, Yang HS, James CR, Sawyer SF, Sizer PS (2018). Volitional preemptive abdominal contraction and upper extremity muscle latencies during D1 flexion and scaption shoulder exercises. *J Athl Train*, 53(12), 1181-1189.
  21. Jang HJ, Kim SY, Oh DW (2015). Effects of augmented trunk stabilization with external compression support on shoulder and scapular muscle activity and maximum strength during isometric shoulder abduction. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(2), 387-391.
  22. Ludewig PM, Cook TM (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther*, 80(3), 276-291.
  23. Glousman R, Jobe F, Tibone J, Moynes D, Antonello D, Perry J (1988). Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg Am*, 70(2), 220-226.
  24. Scovazzo ML, Browne A, Pink M, Jobe FW, Kerrigan J (1991). The painful shoulder during freestyle swimming: An electromyographic cinematographic analysis of twelve muscles. *Am J*

- Sports Med, 19(6), 577-582.
25. 村木孝行(2014). バイオメカニクスに基づいた肩関節障害の評価と治療. 理学療法のみ, 25(1), 3-10.
  26. Wilk KE, Meister K, Andrews JR (2002). Current concepts the rehabilitation of the overhead throwing athlete. Am J Sports Med, 30(1),136-151.
  27. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels L, Cambier DC (2003). Scapular muscle recruitment patterns trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. Am J Sports Med, 31(4), 542-549.
  28. Baskurt Z, Baskurt F, Gelecel N, Özkan MH (2011). The effectiveness of scapular stabilization exercise in the patients with subacromial impingements syndrome. J Back Musculoskeletal Rehabil, 24(3), 173-179.
  29. Saito H, Harrold ME, Cavalheri V, McKenna L (2018). Scapular focused interventions to improve shoulder pain and function in adults with subacromial pain: A systematic review and meta-analysis. Physiother Theory Pract, 34(9), 653-670.
  30. Turgut E, DuzgunI, Baltaci G (2017). Effects of scapular stabilization exercise training on scapular kinematics. Disability, and pain in subacromial impingement: A randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil, 98(10), 1915-1923.
  31. 大久保雄(2016). 腰痛の病態別運動療法. 金岡恒治(編), 腰痛の病態別運動療法 (38-42). 東京 : 文光堂.
  32. Kavcic N, Grenier S, McGill SM (2004). Determining stabilization role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. Spine, 29(11), 1254-1265.
  33. Panjabi MM (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. J Spinal Disord, 5(4), 390-396.
  34. Farfan HF (1975). Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. Orthop Clin North Am, 6(1), 135-144.
  35. Bogduk N, Pearcy M, Hadfield G (1992). Anatomy and biomechanics of psoas major. Clin Biomech, 7(2), 109-119.
  36. Santaguida PL, McGill SM (1995). The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. J Biomech, 28(3), 339-345.
  37. Andersson EA, Grundstrom H, Thorstensson A (2002). Diverging intramuscular activity

- patterns in back and abdominal muscles during trunk rotation. *Spine*, 27(6), 152-160.
38. Park RJ, Tsao H, Cresswell AG, Hodges PW (2014). Anticipatory postural activity of the deep trunk muscle differs between anatomical regions based on their mechanical advantage. *Neuroscience*, 261, 161-172.
  39. Park RJ, Tsao H, Cresswell AG, Hodges PW (2012). Differential activity of regions of the psoas major and quadratus lumborum during submaximal isometric trunk efforts. *J Orthop Res*, 30(2), 311–318.
  40. Park RJ, Tsao H, Claus A, Cresswell AG, Hodges PW (2013). Changes in regional activity of the psoas major and quadratus lumborum with voluntary trunk hip tasks and different spinal curvatures in sitting. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(2), 74-82.
  41. 正木光裕(2017). 脊柱の運動学. 市橋則明(編), 身体運動学(359-378). 東京: メジカルビュー社.
  42. Phillips S, Mercer S, Bogduk N (2008). Anatomy and biomechanics of quadratus lumborum. *Proc Inst Mech Eng H*, 222(2), 151-159.
  43. Urquhart DM, Barker PJ, Hodges PW, Story IH, Briggs CA (2005). Regional morphology of the transversus abdominis and obliquus internus and externus abdominis muscles. *Clin Biomech*, 20(3), 233-241.
  44. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A (1994). The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res*, 98(2), 336-341.
  45. Cholewicki J, Juluru K, McGill SM (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *J Biomech*, 32(1), 13-17.
  46. Barker PJ, Guggenheimer KT, Grkovic I, Briggs CA, Jones DC, Thomas CD, Hodges PW (2006). Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: young investigator award winner. *Spine*, 31(4), 397-405.
  47. Hodges P, Holm AK, Holm S, Ekstrom L, Cresswell A, Hansson T, Thorstensson A (2003). Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine*, 28(23), 2594-2601.
  48. Macintosh JE, Valencia F, Bogduk N, Munro RR (1986). The morphology of the human lumbar multifidus. *Clin Biomech*, 1(4), 196-204.

49. Macintosh JE, Bogduk N (1986). The biomechanics of the lumbar multifidus. *Clin Biomech*, 1(4), 205-213.
50. Panjabi M, Abumi L, Duranceau J, Oxland T (1989). Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Spine*, 14(2), 194-200.
51. Barker PJ, Briggs CA, Bogeski G (2004). Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadavers: effects of tension to various muscular attachments. *Spine*, 29(2), 129-138.
52. Abiko T, Shimamura R, Ogawa D, Abiko Y, Hirosawa M, Momose N, Tsuchihashi W, Suzuki T, Takei H (2015). Difference in the electromyographic onset of the deep and superficial multifidus during shoulder movement while standing. *PLoS One*, 10(4), e0122303.
53. Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, 27(2), E29-36.
54. McGill SM, Santaguida L, Stevens J (1993). Measurement of the trunk musculature from T5 to L5 using MRI scans of 15 young males corrected for muscle fibre orientation. *Clin Biomech*, 8(4), 171-178.
55. Neumann DA (2010). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. MO: Mosby. [嶋田智明,平田総一郎訳. 筋骨格系のキネシオロジー 原著 第1版.東京:医歯薬出版株式会社, (2010), 329-349]
56. Osuka S, Koshino Y, Yamanama M, Miura T, Saito Y, Ueno R, Ishida T, Samukawa M, Tohyama H (2019). The onset of deep abdominal muscles activity during tasks with different trunk rotational in subject with non-specific chronic low back pain. *J Orthop Sci*, 24(5), 770-775.
57. Morris SL, Lay B, Allison GT (2012). Corset hypothesis rebutted--transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements. *Clin Biomech*, 27(3), 249-254.
58. Morris SL, Lay B, Allison GT (2013). Transversus abdominis is part of global not local muscle synergy during arm movement. *Hum Mov Sci*, 32, 1176-1185.
59. Hodges PW, Richardson CA (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(9), 1005-1012.
60. Marshall P, Murphy B (2008). The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid movement. *J Electromyogr Kinesiol*,

13(5), 477-489.

61. Okubo Y, Kaneoka K, Imai A, Shiina I, Tatsumura M, Izumi Sm Miyakawa S (2010). Comparison of the activities of the deep trunk muscles measured using intramuscular and surface electromyography. *J Mech Med Biol*, 10(4), 611-620.
62. Jiroumaru T, Kurihara T, Isaka T (2014). Measurement of muscle length-related electromyography activity of the hip flexor muscles to determine individual muscle contributions to the hip flexion torque. *Springer-plus*, 3, 624.
63. Kiblar WB, Uhl TL, Maddux JW, Brooks PV, Zeller B, McMullen J (2002). Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *J Shoulder Elbow Surg*, 11(6). 550-556.
64. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
65. Shiratori T, Latash ML (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clin Neurophysiol*, 112(7), 1250–1265.
66. Cohen J (1998). *Statistical power analysis for behavioral science*. 2nd ed, Lawrence Erlbaum Associates. New Jersey, 20-27.
67. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS (2010) The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 20(3), 388-397.
68. Liang H, Kaewmanee T, Aruin AS (2020) The role of an auditory cue in generating anticipatory postural adjustments in response to an external perturbation. *Exp Brain Res* 238(3), 631-641.
69. Wada Y, Kaneoka K, Takemura M, Yamamoto Y, Ogaki R, Miyakawa S (2018). The effect of core stability exercise on the reaction time of deep trunk muscles. *Journal of Sports Science*, 6, 285-293.
70. Hodges PW, Richardson CA (1997) .Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*, 40(11), 1220-1230.
71. Moga PJ, Erig M, Chaffin DB, Nussbaum MA (1993). Torso muscle moment arms at intervertebral levels T10 through L5 from CT scans on eleven male and eight female subjects. *Spine*, 18(15), 2305-2309.
72. Tsao H, Hodges PW (2007). Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Exp Brain Res*, 181(4), 537-546.

73. O'Sullivan PB (2000). Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther*, 5(1), 2-12.
74. Tsao H, Hodges PW (2008). Persistence of improvement in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr and Kinesiol*, 18(4), 559-567.
75. Marshall PW, Murphy BA (2008). Muscle activation changes after exercise rehabilitation for chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(7), 1305-1313.
76. Juker D, McGill S, Kropf P, Steffen T (1998). Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc*, 30(2), 301-310.
77. Imai A, Okubo Y, Kaneoka K (2017). Evaluation of psoas major and quadratus lumborum recruitment using diffusion-weighted imaging before and after 5 trunk exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 47(2), 108-114.
78. Okubo Y, Kaneoka K, Imai A, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Miyakawa S (2010). Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(11), 743-750.
79. Hall L, Tsao H, MacDonald D, Coppieters M, Hodges PW (2009). Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr and Kinesiol*, 19(5), 763-773.

表 1 : 体幹深層筋と体幹表層筋の作用

	主な作用
大腰筋	体幹同側側屈、体幹伸展、体幹同側回旋、腰椎の安定
腰方形筋	体幹同側側屈、体幹伸展、体幹同側回旋（外側線維）、 体幹反対側回旋（内側線維）、腰椎の安定
腹横筋	体幹屈曲、体幹同側側屈、体幹同側回旋、腹圧上昇、腰椎の安定
多裂筋	体幹伸展、体幹同側側屈、体幹反対側回旋、腰椎の安定
腹直筋	体幹屈曲、体幹同側側屈、体幹反対側回旋
外腹斜筋	体幹反対側回旋、体幹同側側屈、体幹屈曲
内腹斜筋	体幹同側回旋、体幹同側側屈、体幹屈曲 腰椎の安定（胸腰筋膜付着部線維）

表 2：肩関節運動における体幹筋活動を報告した研究

	大腰筋	腰方形筋	腹横筋	多裂筋	腹直筋	外腹斜筋	内腹斜筋
反対側肩関節屈曲	Park et al. 2014	Oshikawa et al. 2020	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997
		Park et al. 2014	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020
			Osuka et al. 2019	Abiko et al. 2015	Abiko et al. 2015	Morris et al. 2012, 2013	Osuka et al. 2019
			Morris et al. 2012, 2013				Morris et al. 2012, 2013
反対側肩関節外転	報告なし	Oshikawa et al. 2020	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997
			Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020
反対側肩関節伸展	Park et al. 2014	Oshikawa et al. 2020	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997	Hodges et al. 1996, 1997
		Park et al. 2014	Hodges1997	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020	Oshikawa et al. 2020
			Oshikawa2020	Abiko et al. 2015	Abiko et al. 2015		
	大腰筋	腰方形筋	腹横筋	多裂筋	腹直筋	外腹斜筋	内腹斜筋
同側肩関節屈曲	Park et al. 2014	Park et al. 2014	Osuka et al. 2019			Morris et al. 2012, 2013	Osuka et al. 2019
			Morris et al. 2012, 2013	Wada et al.2013	報告なし	Park et al. 2014	Park et al. 2014
							Morris et al. 2012, 2013
同側肩関節外転	報告なし	報告なし	Wada et al.2013	Wada et al.2013	報告なし	報告なし	報告なし
同側肩関節伸展	Park et al. 2014	Park et al. 2014	報告なし	報告なし	報告なし	Park et al. 2014	Park et al. 2014



	大腰筋	腰方形筋	腹横筋	多裂筋	腹直筋	外腹斜筋	内腹斜筋
両側肩関節屈曲	Park et al. 2014	Park et al. 2014	Osuka et al. 2019	報告なし	Hodges et al. 1999	Park et al. 2014	Osuka et al. 2019
			Morris et al. 2012, 2013			Morris et al. 2012, 2013	Park et al. 2014
						Hodges et al. 1999	Morris et al. 2012, 2013
							Hodges et al. 1999
両側肩関節外転	報告なし	報告なし	報告なし	報告なし	Hodges et al. 1999	Hodges et al. 1999	Hodges et al. 1999
両側肩関節伸展	Park et al. 2014	Park et al. 2014	Osuka et al. 2019	報告なし	Hodges et al. 1999	Park et al. 2014	Osuka et al. 2019
						Hodges et al. 1999	Park et al. 2014
							Hodges et al. 1999
	大腰筋	腰方形筋	腹横筋	多裂筋	腹直筋	外腹斜筋	内腹斜筋
反対側肩関節屈曲-	報告なし	報告なし	Osuka et al. 2019	報告なし	報告なし	Morris et al. 2012, 2013	Osuka et al. 2019
同側肩関節伸展			Morris et al. 2012, 2013				Morris et al. 2012, 2013
反対側肩関節伸展-	報告なし	報告なし	Osuka et al. 2019	報告なし	報告なし	Morris et al. 2012, 2013	Osuka et al. 2019
同側肩関節屈曲			Morris et al. 2012, 2013				Morris et al. 2012, 2013

表 3：肩関節運動における体幹筋の筋活動開始時間データの除外数

		大腰筋	腰方形筋	腹横筋	多裂筋	腹直筋	外腹斜筋	内腹斜筋
片側 運動	屈曲	左	1名	1名	1名		1名	
		右			2名			
	伸展	左		1名		3名		1名
		右				2名		
	外転	左	2名		1名	1名		
		右	1名			2名		
両側 運動	屈曲	1名						
	伸展	1名			1名			
	外転	2名	1名		1名			1名
非対称 運動	左屈曲- 右伸展							
	左伸展- 右屈曲	1名	1名		2名			

表 4：肩関節運動における体幹筋の筋活動開始時間

片側運動						
	屈曲		伸展		外転	
	左	右	左	右	左	右
大腰筋	26.0 ± 32.2	93.2 ± 42.7	95.5 ± 58.7	108.9 ± 80.1	22.9 ± 19.6	140.4 ± 49.8
腰方形筋	13.1 ± 29.8	104.2 ± 59.1	86.1 ± 51.6	110.1 ± 60.2	23.0 ± 24.7	156.1 ± 66.3
腹横筋	-19.7 ± 28.7	89.9 ± 28.6	48.7 ± 43.3	1.6 ± 28.4	18.9 ± 31.0	68.4 ± 45.0
多裂筋	20.4 ± 23.4	20.4 ± 26.4	174.3 ± 65.0	182.1 ± 59.4	83.7 ± 83.0	166.5 ± 78.1
腹直筋	139.5 ± 47.8	143.0 ± 25.9	17.3 ± 17.9	1.9 ± 18.3	60.5 ± 23.2	118.9 ± 47.8
外腹斜筋	56.0 ± 28.0	-1.0 ± 17.4	8.6 ± 15.8	40.8 ± 36.5	15.4 ± 9.4	105.8 ± 61.2
内腹斜筋	-13.4 ± 17.7	62.9 ± 40.3	88.7 ± 42.2	-7.2 ± 24.6	90.3 ± 48.0	4.4 ± 24.5
両側運動			非対称運動			
	屈曲	伸展	外転	左屈曲-右伸展	左伸展-右屈曲	
大腰筋	45.9 ± 32.0	90.5 ± 65.2	96.0 ± 60.0	65.9 ± 80.1	93.6 ± 59.8	
腰方形筋	62.0 ± 47.0	91.7 ± 46.6	98.9 ± 47.2	84.7 ± 68.9	56.0 ± 39.9	
腹横筋	104.2 ± 39.9	6.8 ± 19.9	92.1 ± 63.8	-27.6 ± 33.4	98.6 ± 58.0	
多裂筋	4.6 ± 21.1	175.5 ± 66.9	132.7 ± 98.1	88.5 ± 45.3	33.4 ± 29.5	
腹直筋	146.0 ± 41.3	-1.7 ± 17.3	127.3 ± 56.0	83.4 ± 71.3	127.9 ± 52.0	
外腹斜筋	20.1 ± 14.8	5.6 ± 24.1	84.0 ± 46.5	71.5 ± 67.6	-17.2 ± 19.1	
内腹斜筋	21.2 ± 37.1	27.8 ± 22.8	10.9 ± 24.9	-23.9 ± 28.2	80.9 ± 30.7	

数値は平均±標準偏差 ms で示した。

0 ms は三角筋の筋活動開始時間を示す。

表 5：肩関節運動における体幹筋がフィードフォワード活動を示した被験者の割合

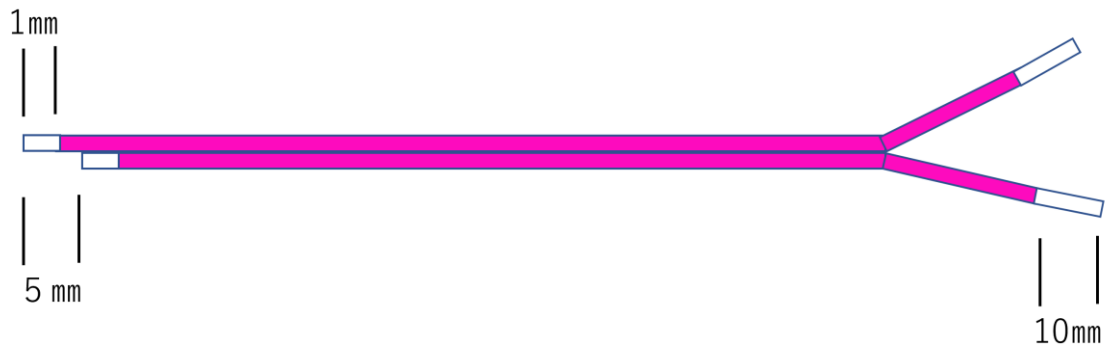
	片側					
	屈曲		伸展		外転	
	左	右	左	右	左	右
大腰筋	9/12 名 (75.0%)	3/13 名 (23.1%)	3/13 名 (23.1%)	2/13 名 (15.3%)	10/11 名 (90.9%)	1/12 名 (8.3%)
腰方形筋	11/12 名 (91.7%)	2/13 名 (15.3%)	3/12 名 (25.0%)	2/13 名 (15.3%)	11/13 名 (84.6%)	1/13 名 (7.7%)
腹横筋	12/12 名 (100%)	1/13 名 (7.7%)	8/13 名 (61.5%)	12/13 名 (92.3%)	9/12 名 (75.0%)	5/13 名 (38.5%)
多裂筋	12/13 名 (92.3%)	10/11 名 (90.9%)	0/10 名 (0%)	0/11 名 (0%)	7/12 名 (58.3%)	2/11 名 (18.2%)
腹直筋	0/13 名 (0%)	0/13 名 (0%)	13/13 名 (100%)	13/13 名 (100%)	4/13 名 (30.8%)	2/13 名 (15.3%)
外腹斜筋	5/12 名 (41.7%)	13/13 名 (100%)	12/12 名 (100%)	8/13 名 (61.5%)	13/13 名 (100%)	3/13 名 (23.1%)
内腹斜筋	13/13 名 (100%)	6/13 名 (46.2%)	1/13 名 (7.7%)	13/13 名 (100%)	3/13 名 (23.1%)	12/13 名 (92.3%)

	両側			非対称	
	屈曲	伸展	外転	左屈曲-右伸展	左伸展-右屈曲
大腰筋	6/12 名 (50.0%)	4/12 名 (33.3%)	2/11 名 (18.2%)	7/13 名 (53.8%)	3/12 名 (25.0%)
腰方形筋	6/12 名 (50.0%)	2/13 名 (15.3%)	2/12 名 (16.7%)	6/13 名 (46.2%)	6/12 名 (50.0%)
腹横筋	2/13 名 (15.3%)	13/13 名 (100%)	3/13 名 (23.1%)	13/13 名 (100%)	2/13 名 (15.3%)
多裂筋	13/13 名 (100%)	0/11 名 (0%)	2/12 名 (16.7%)	3/13 名 (23.1%)	8/11 名 (72.7%)
腹直筋	0/13 名 (0%)	13/13 名 (100%)	2/13 名 (15.3%)	4/13 名 (30.8%)	1/13 名 (7.7%)
外腹斜筋	13/13 名 (100%)	13/13 名 (100%)	5/13 名 (38.5%)	5/13 名 (38.5%)	13/13 名 (100%)
内腹斜筋	10/13 名 (76.9%)	12/13 名 (92.3%)	12/12 名 (100%)	13/13 名 (100%)	2/13 名 (15.3%)

上段の数値はフィードフォワードを示した被験者数／全被験者数で示した。

下段の数値はフィードフォワードを示した被験者の割合を%で示した。

(A) ワイヤ電極



(B) ワイヤ電極を UNIEVER 穿刺針に通した状態

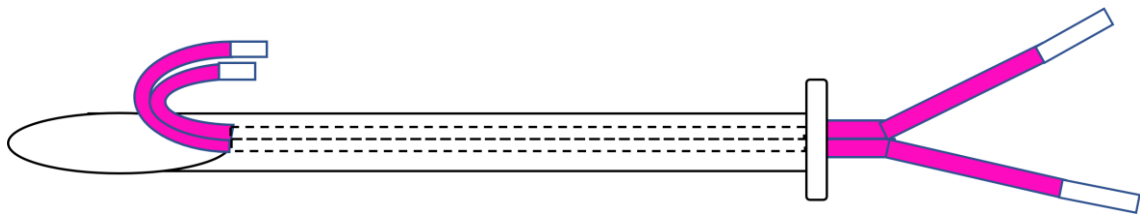


図 1 : ワイヤ電極の仕様

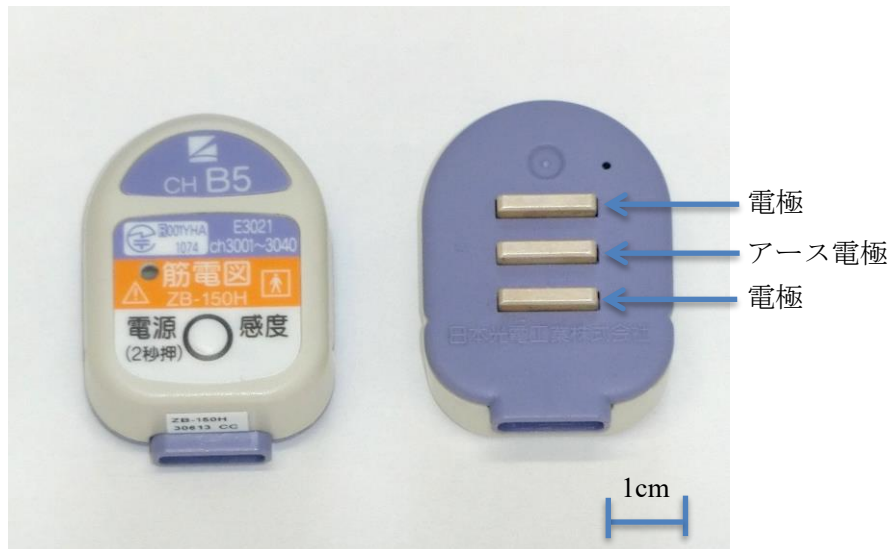


図2：コードレスアクティブ電極ピッカ

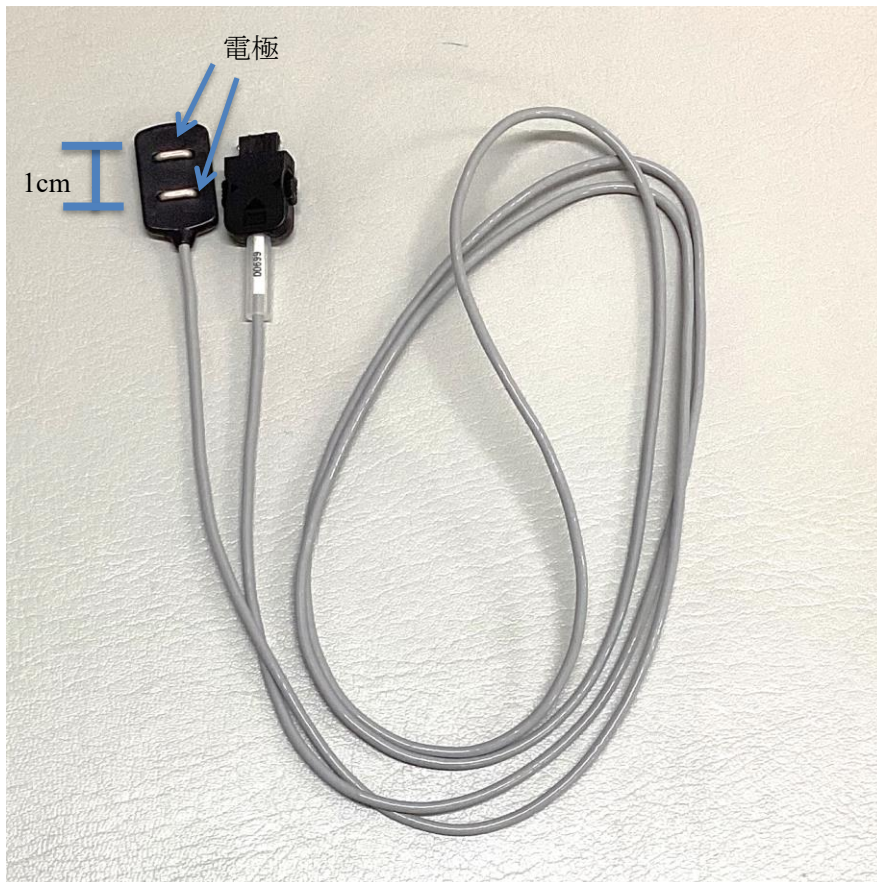


図 3 : 有線電極



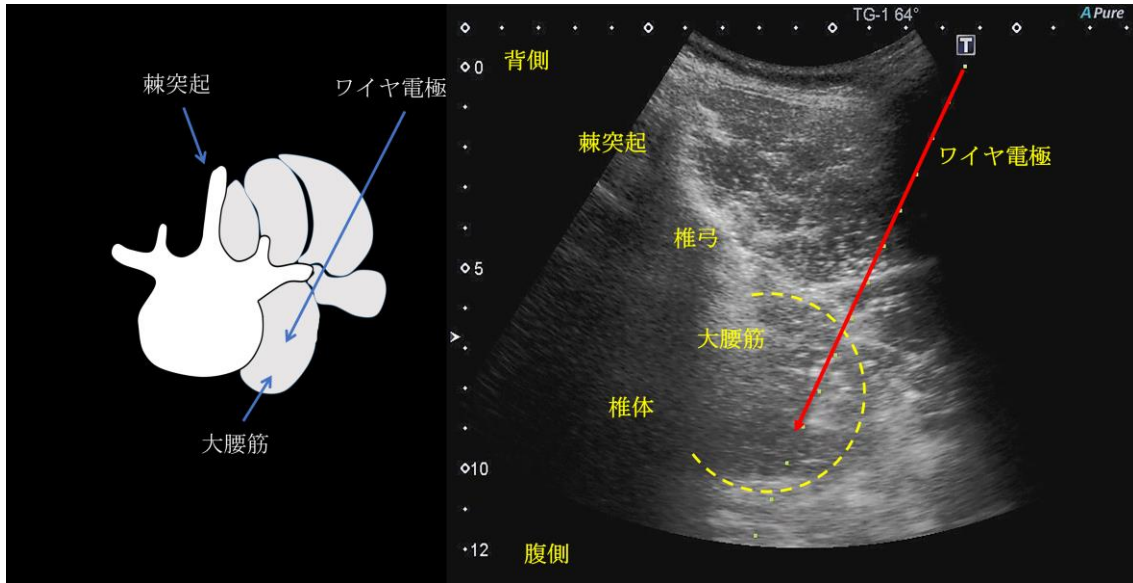


図4：大腰筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像

左はエコー画像をイラスト化したものである。右は実際のエコー画像を示した。ワイヤ電極の先端は大腰筋の中央部に設置されている。

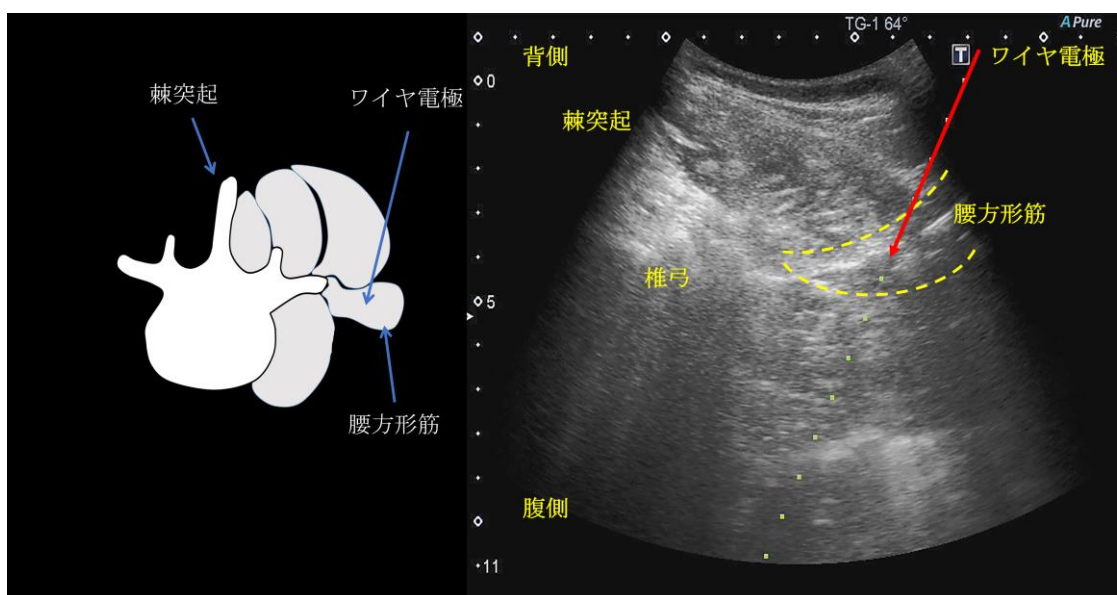


図 5 : 腰方形筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像

左はエコー画像をイラスト化したものである。右には実際のエコー画像を示した。ワイヤ電極の先端は腰方形筋の中央部に設置されている。

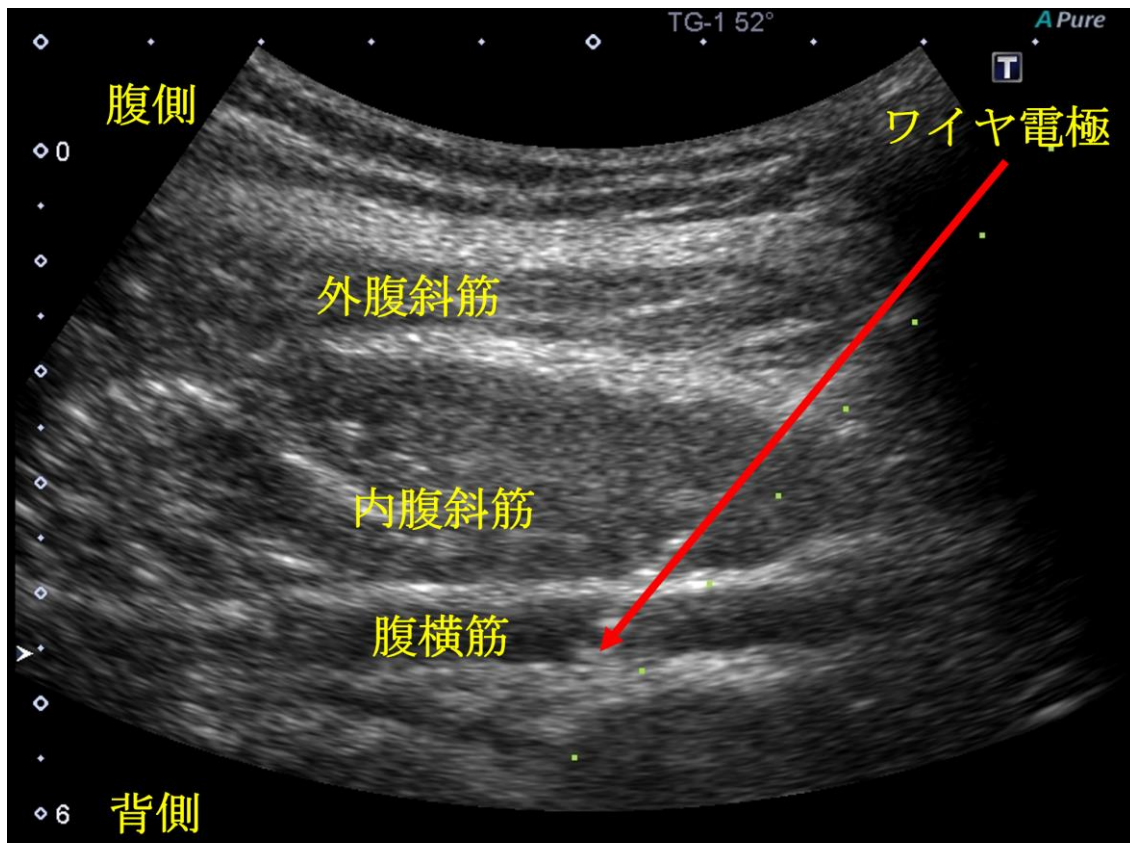


図6：腹横筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像

左はエコー画像をイラスト化したものである。右には実際のエコー画像を示した。  
ワイヤ電極の先端は腹横筋の中央部に設置されている。

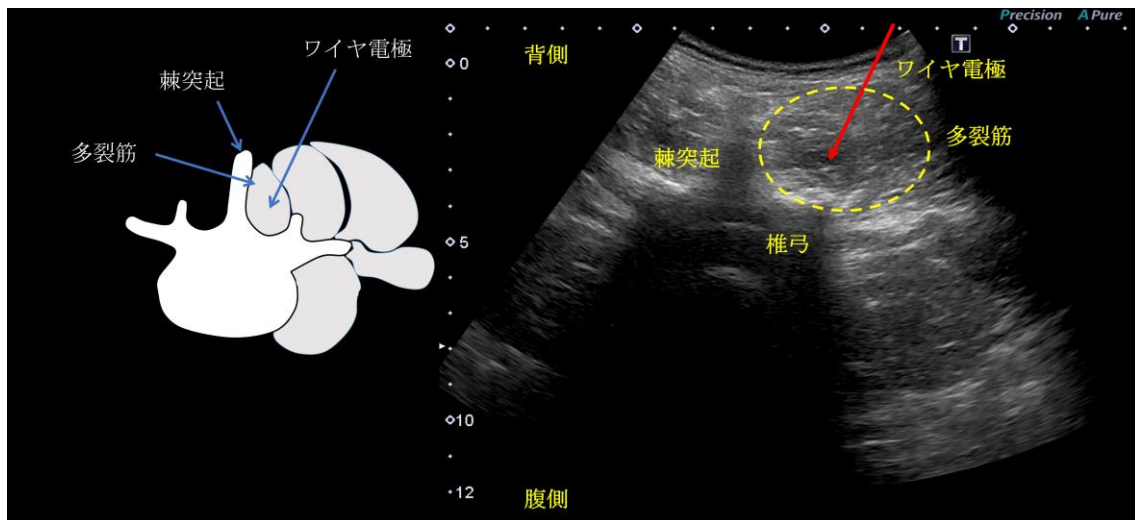
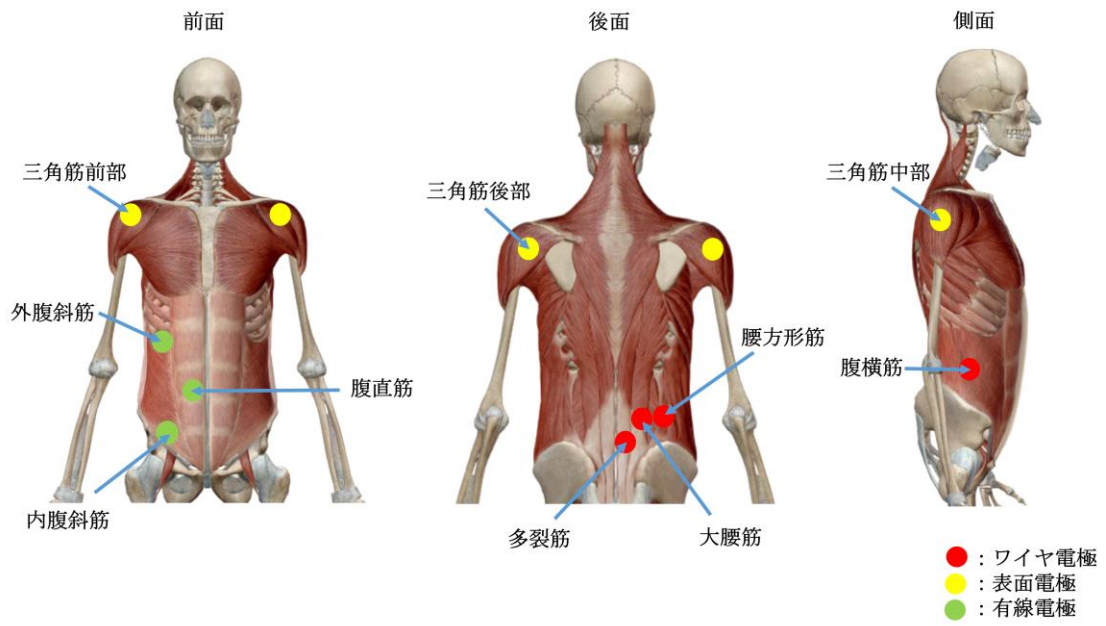


図7：多裂筋のワイヤ電極刺入時の超音波画像

左はエコー画像をイラスト化したものである。右には実際のエコー画像を示した。  
ワイヤ電極の先端は多裂筋の中央部に設置されている。



図 8 ポリグラフシステム (RMT-1000)



(ビジブル・ボディの提供による画像を引用, 改変)

図9 ワイヤ電極と表面電極貼付部位



図 10 多チャネルテレメータシステム (Web-1000)

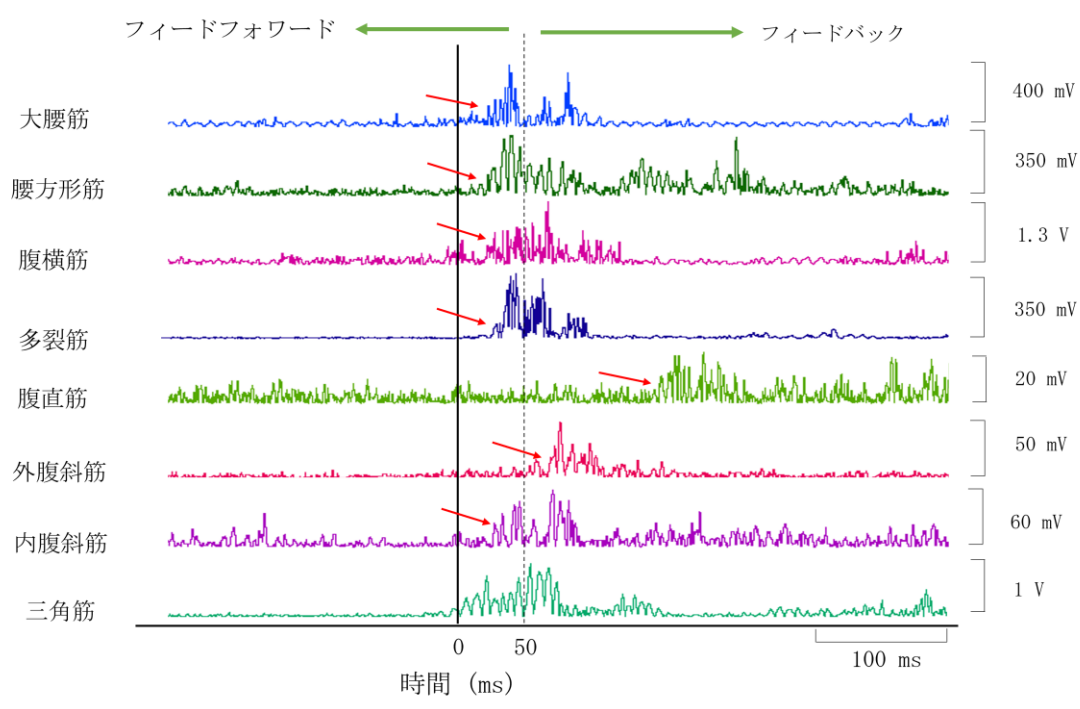
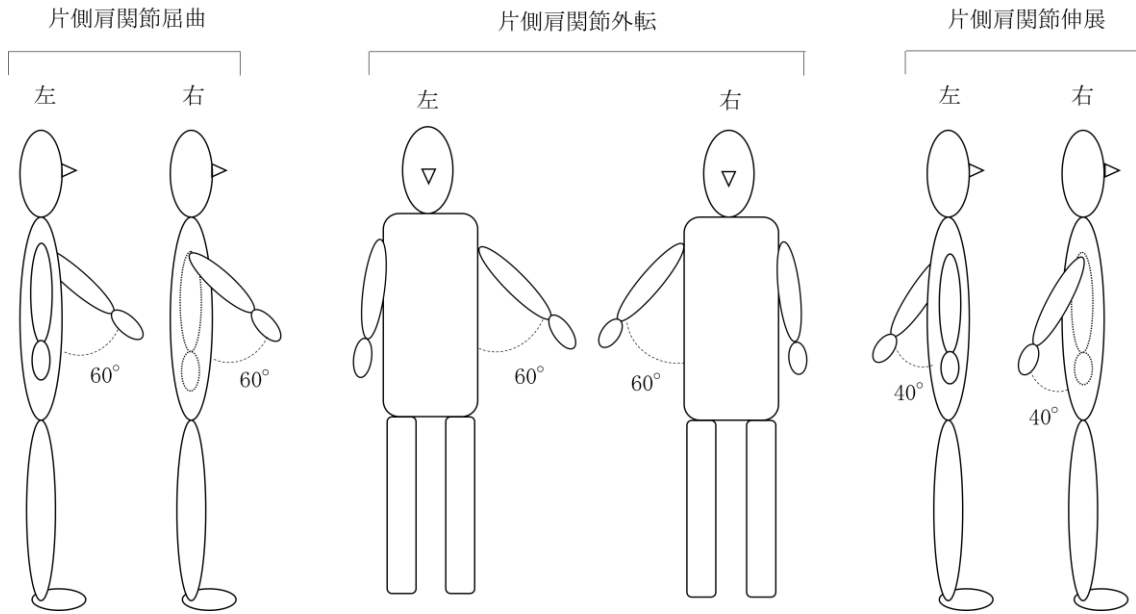


図 11 筋電図波形

図は被験者 1 名の左肩関節屈曲運動中の典型的な筋電図波形を示したものである。計測は安静立位から開始し，上肢を挙上して降ろすまでの間の筋活動を記録した。赤矢印は各筋肉の筋活動開始時間を示している。



(A) 片側肩關節運動



(B) 兩側肩關節運動

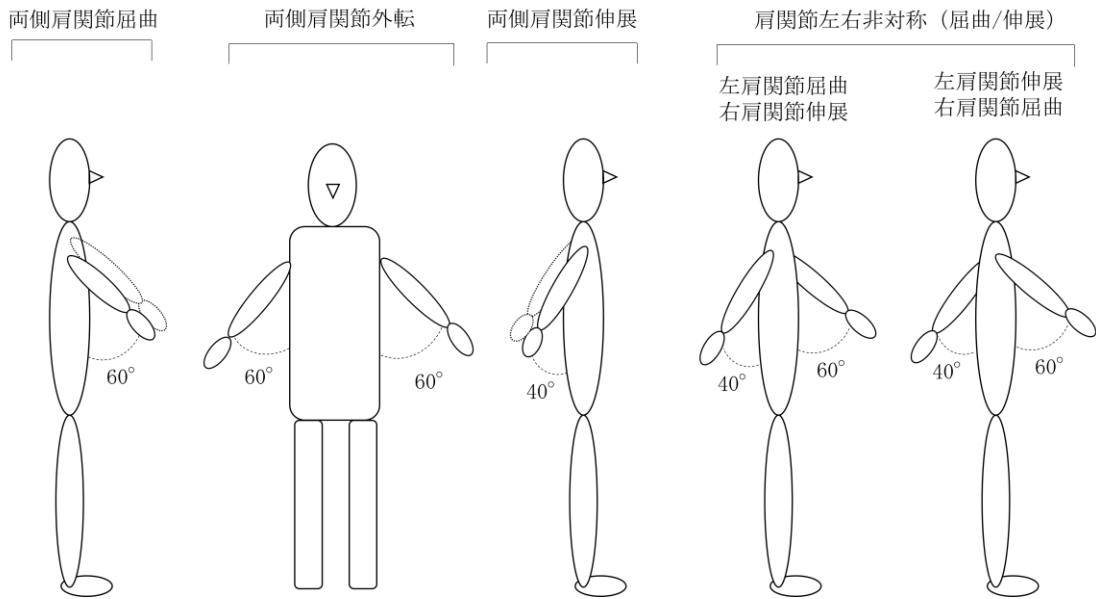


图 12 運動課題

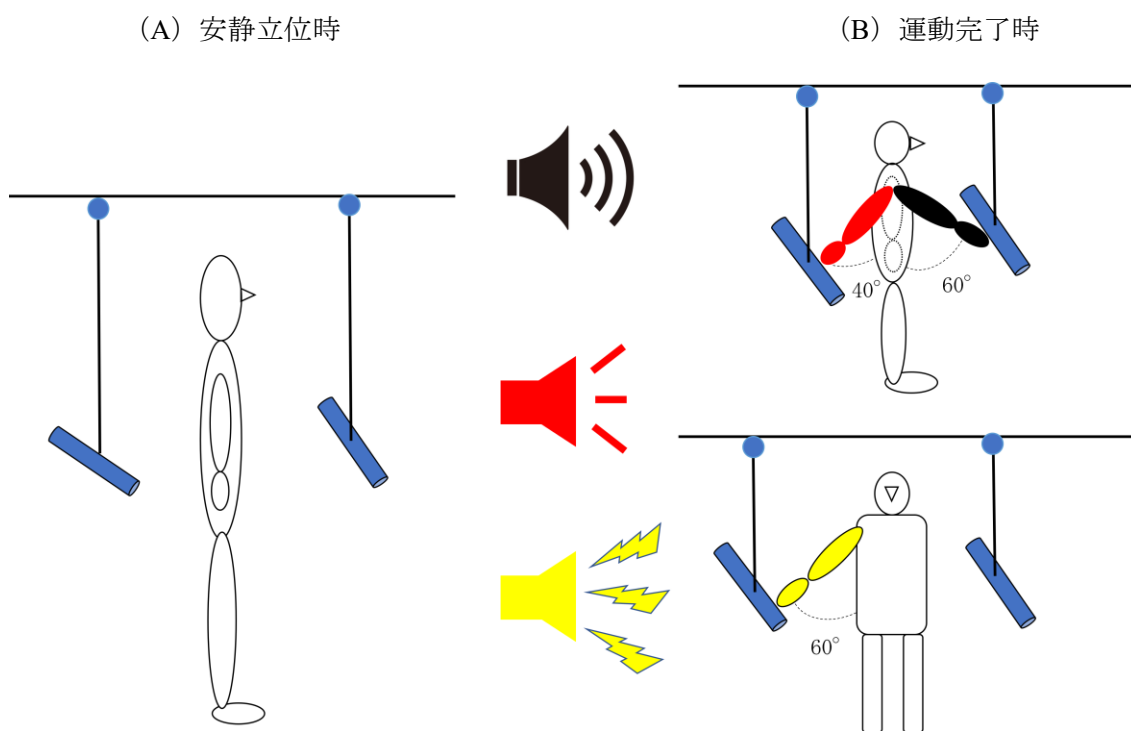
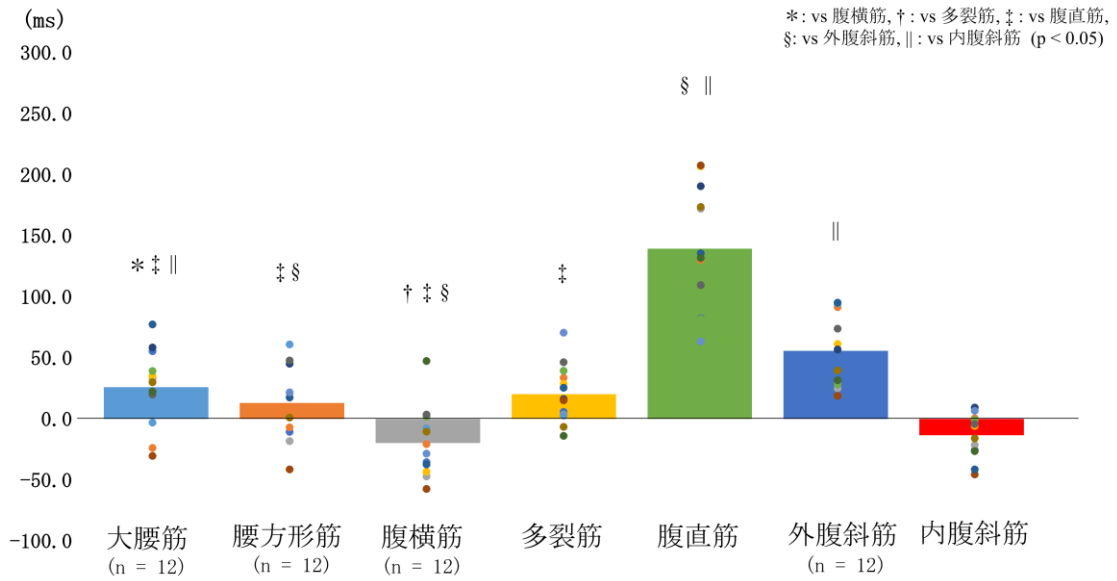


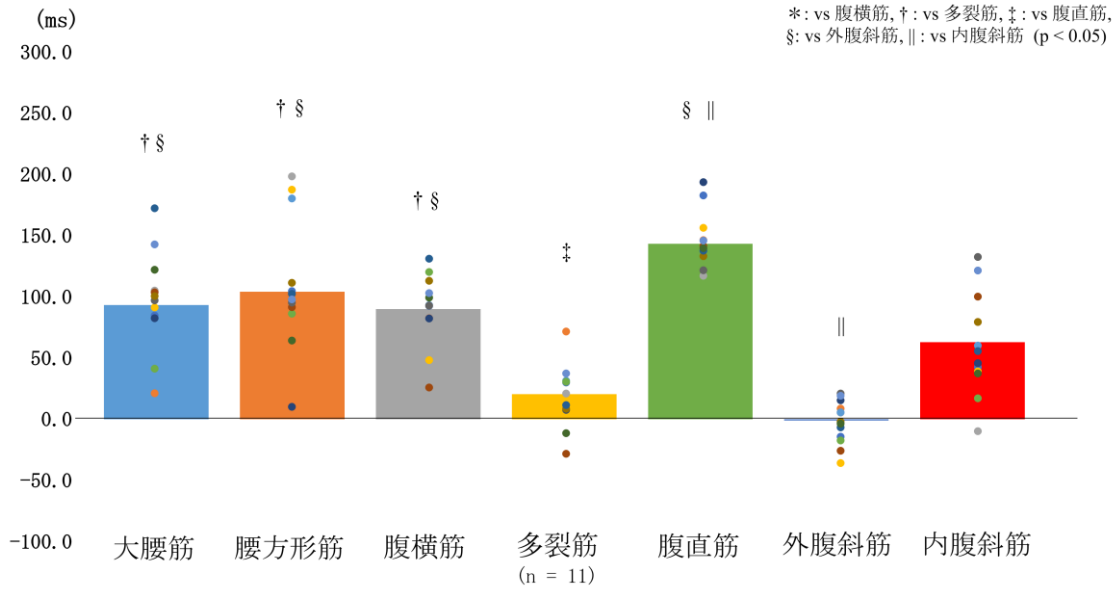
図 13 肩関節屈曲・伸展・外転運動時の到達角度設定

運動開始の合図には音刺激を使用し，肩関節屈曲，伸展，外転の判断には異なる音刺激を設定した。

(A)左肩關節屈曲



(B)右肩關節屈曲



(C)両側肩関節屈曲

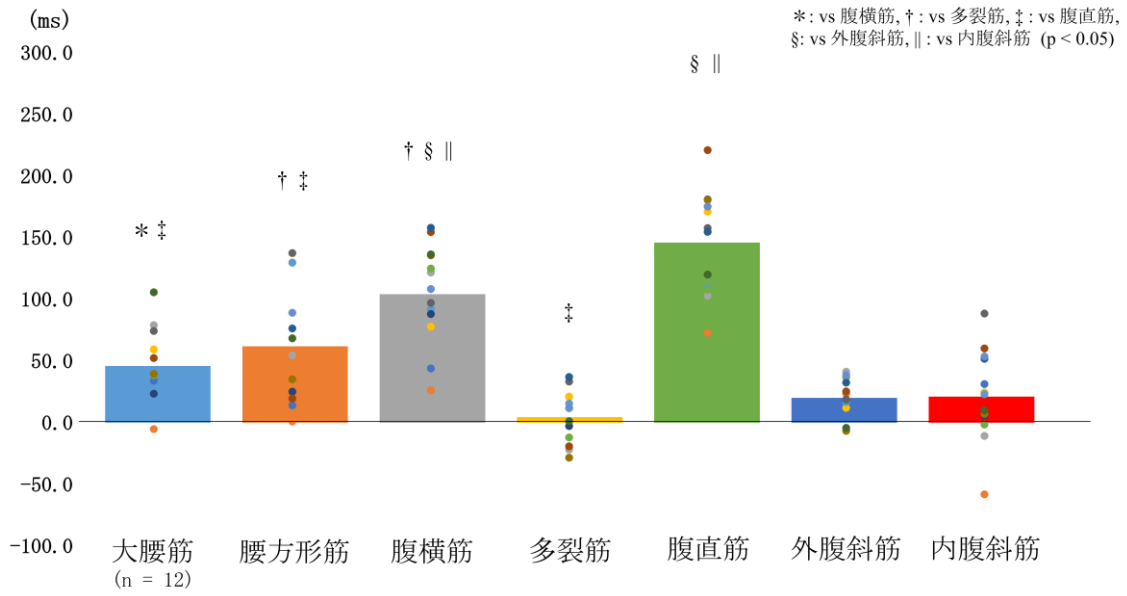
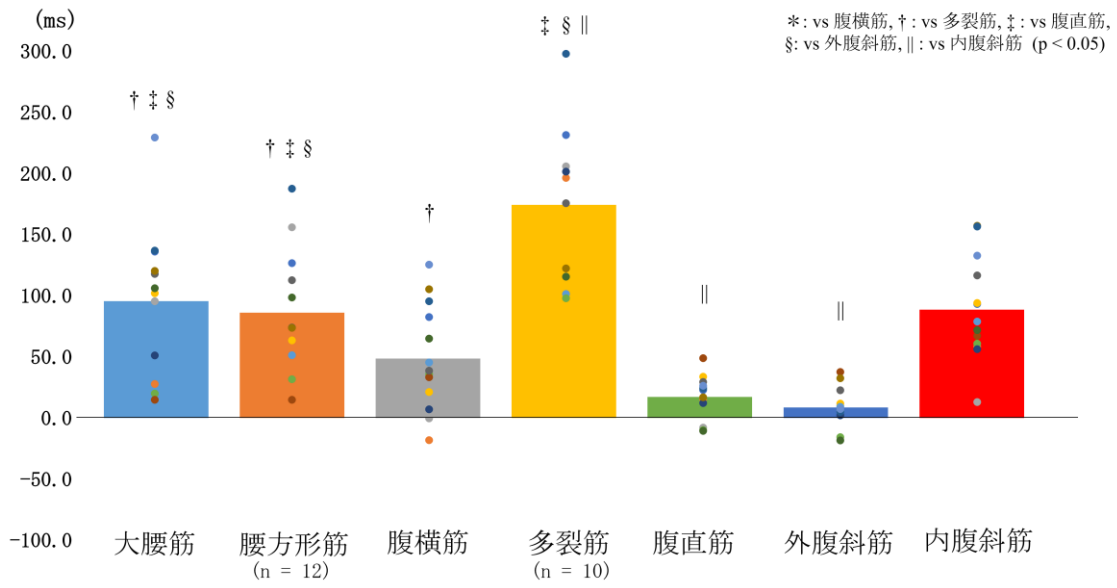


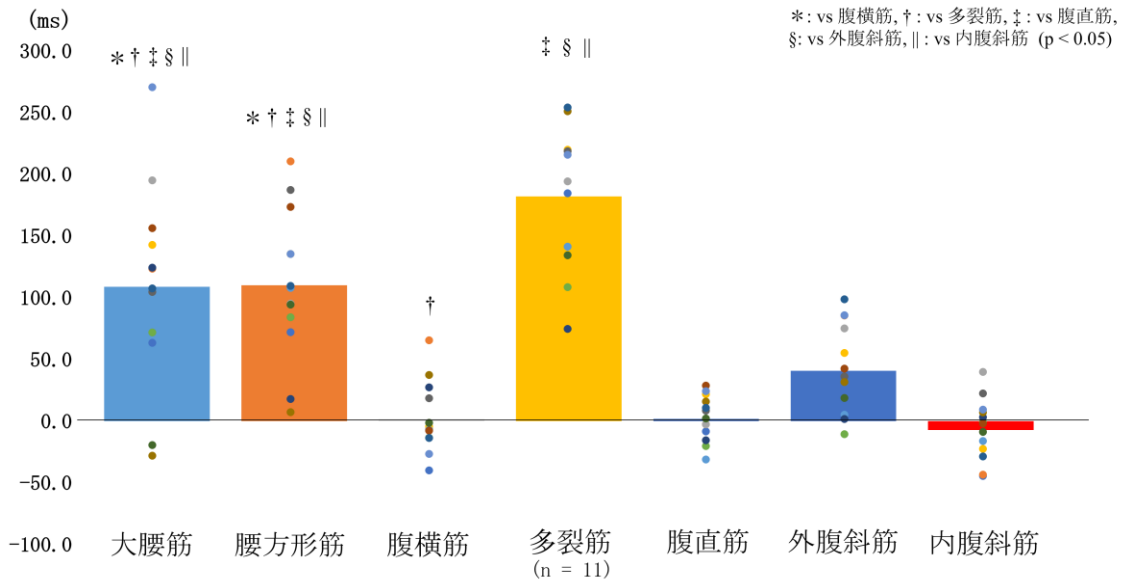
図 14 肩関節屈曲運動における筋活動開始時間の比較

縦軸は時間を示し、0 ms は三角筋の筋活動開始時間と定義した。

(A)左肩關節伸展



(B)右肩關節伸展



(C)両側肩関節伸展

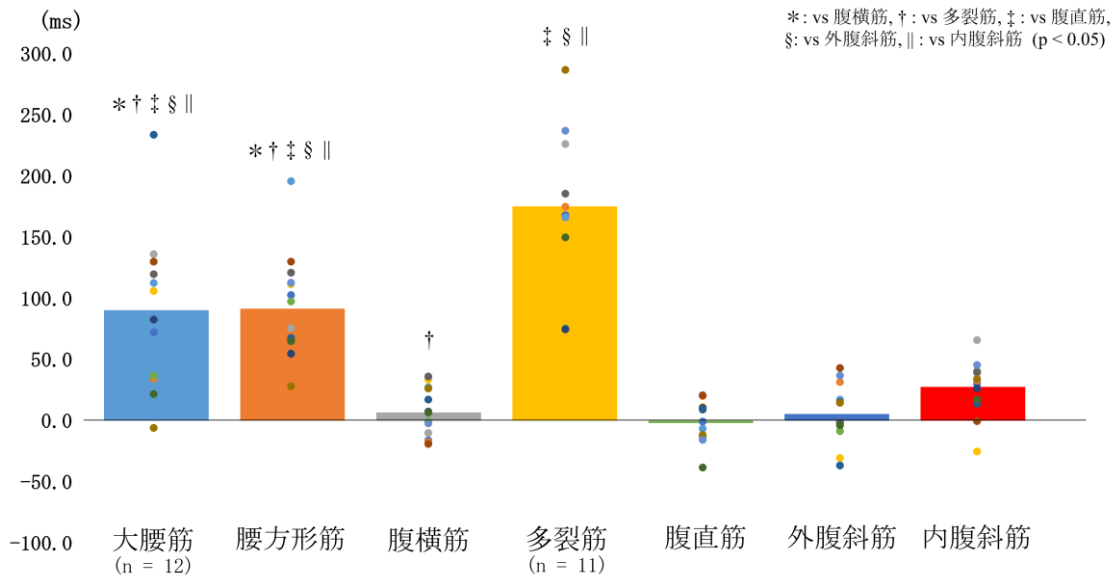
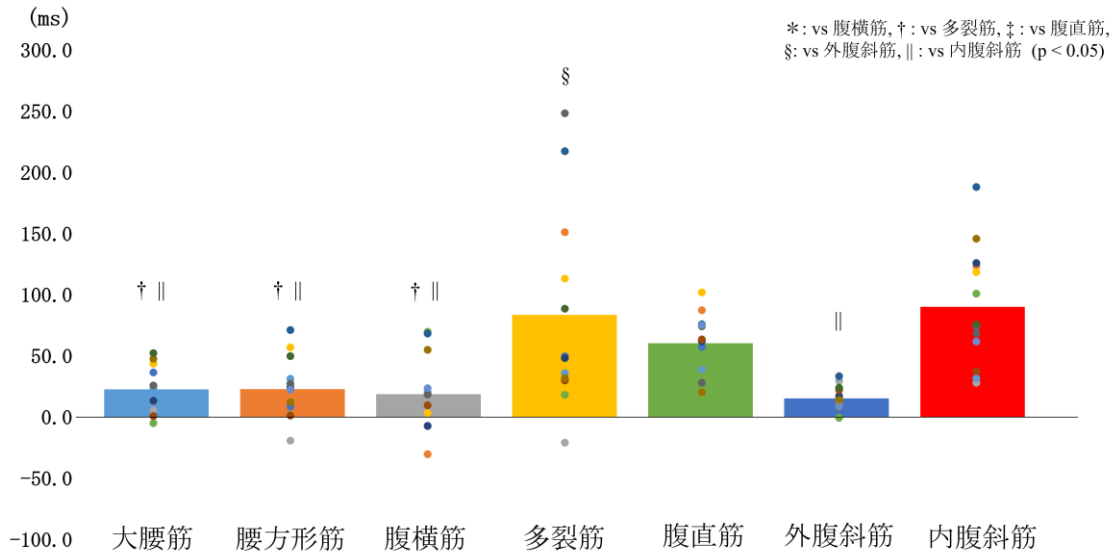


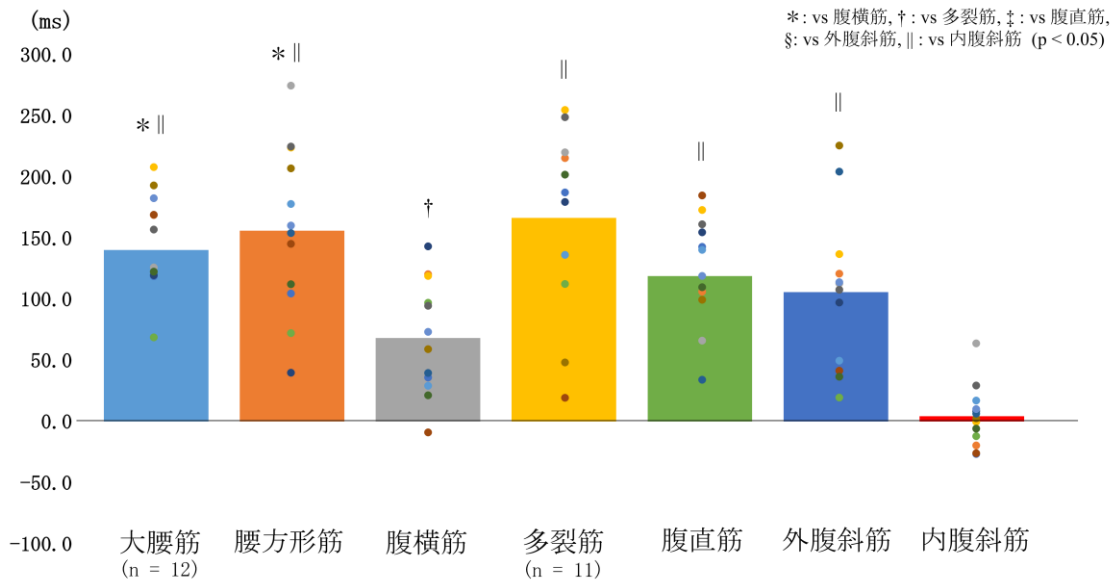
図 15 肩関節伸展運動における筋活動開始時間の比較

縦軸は時間を示し、0 ms は三角筋の筋活動開始時間と定義した。

(A)左肩關節外轉



(B)右肩關節外轉



(C)両側肩関節外転

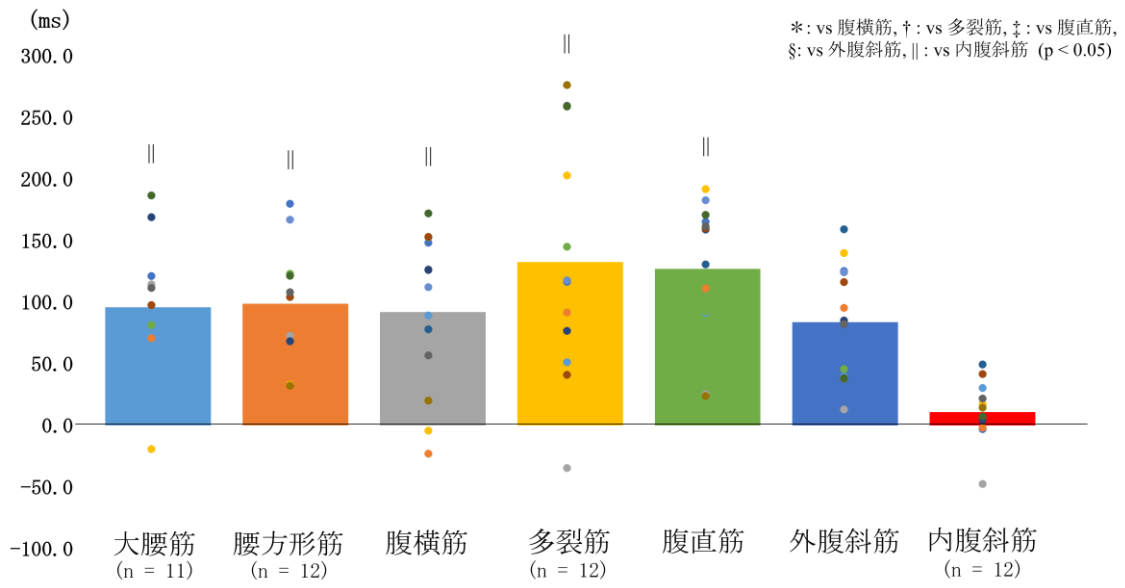
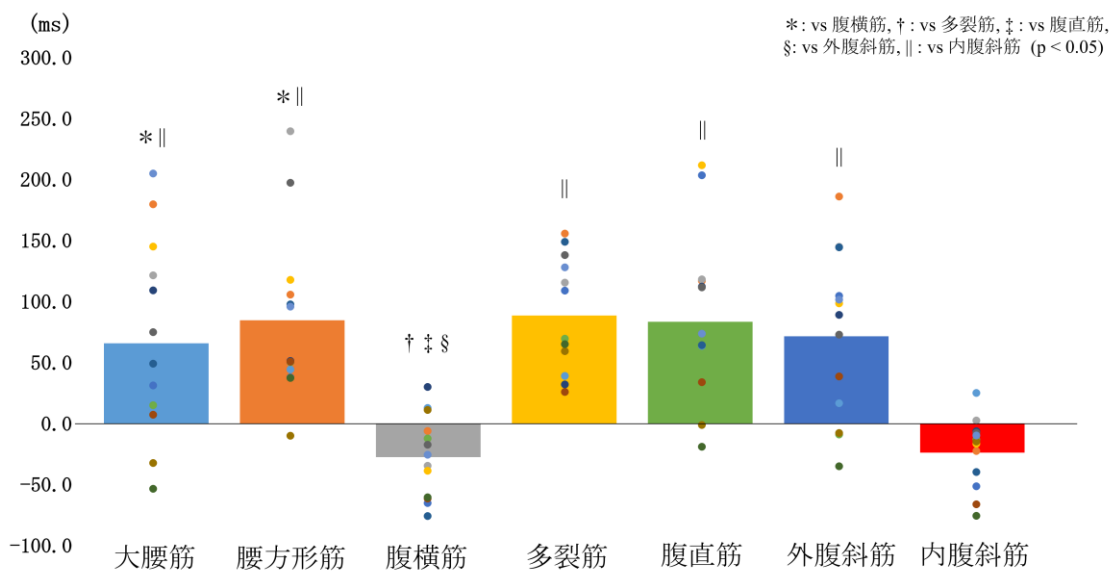


図 16 肩関節外転運動における筋活動開始時間の比較

縦軸は時間を示し、0 ms は三角筋の筋活動開始時間と定義した。



(A) 左肩関節屈曲-右肩関節伸展



(B) 左肩関節伸展-右肩関節屈曲

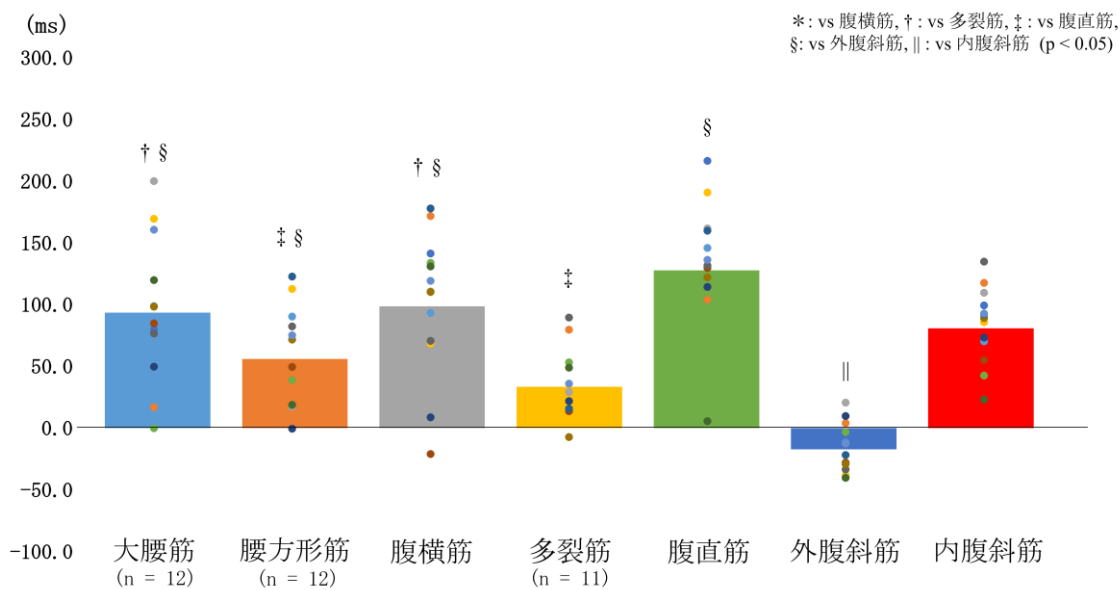
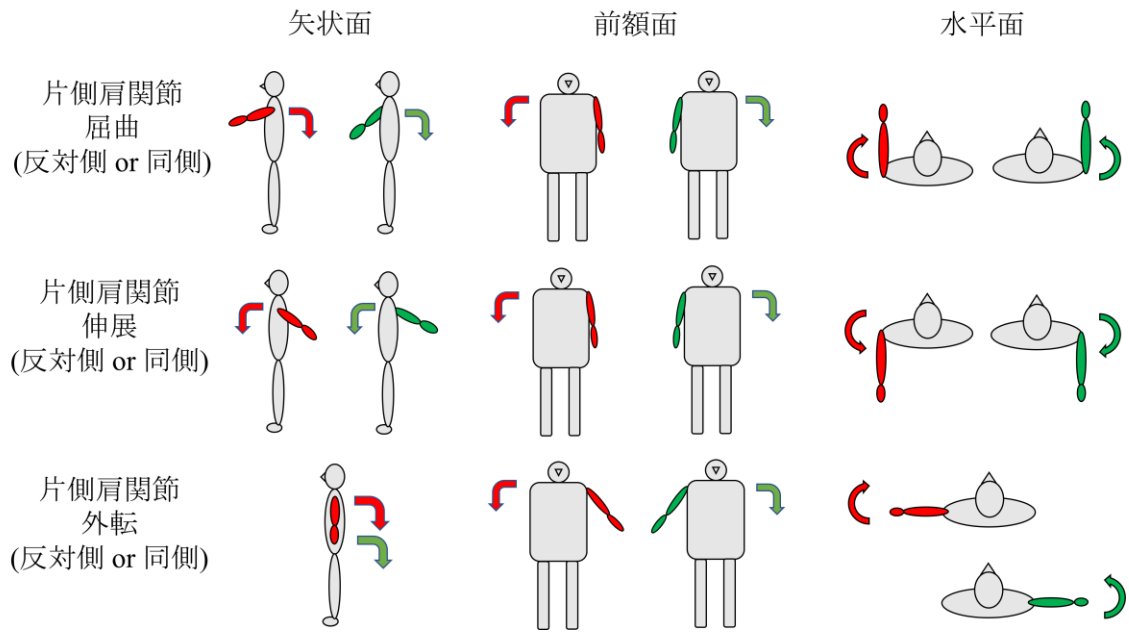


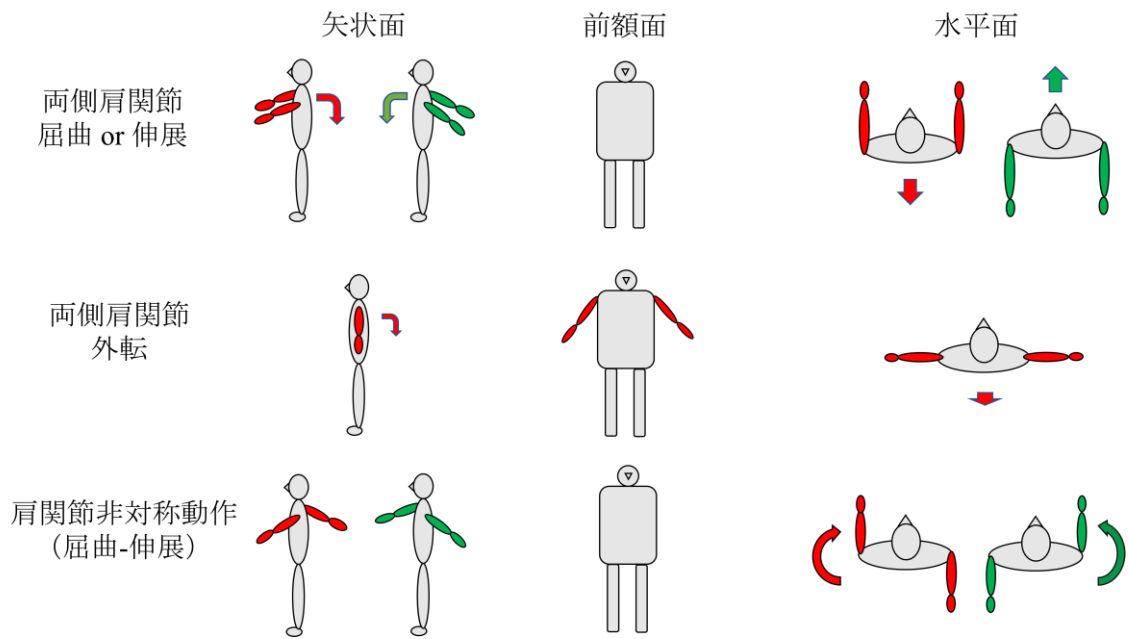
図 17 肩関節非対称運動における筋活動開始時間の比較

縦軸は時間を示し、0 ms は三角筋の筋活動開始時間と定義した。

(A) 片側肩関節運動



(B) 両側肩関節運動



(Hodges et al,1999,2000 を参照, 改変)

図 18 肩関節運動によって起こると推定される体幹の preparatory motion

肩関節運動による reactive moment に対して起こると推定される体幹の preparatory

motion を報告した先行研究<sup>9,11)</sup>より本図を作成した。

片側肩関節運動では反対側を赤色，同側を緑色で示した。両側肩関節屈曲・伸展運動では屈曲を赤色，伸展を緑色で示した。肩関節非対称運動では反対側肩関節屈曲－同側肩関節伸展運動を赤色，反対側肩関節伸展－同側肩関節屈曲運動を緑色で示した。

矢印は体幹の運動方向を示している。

(A) 基本姿勢



(B) 上肢挙上



(C) 下肢挙上



(写真の被験者の同意を書面で得て掲載)

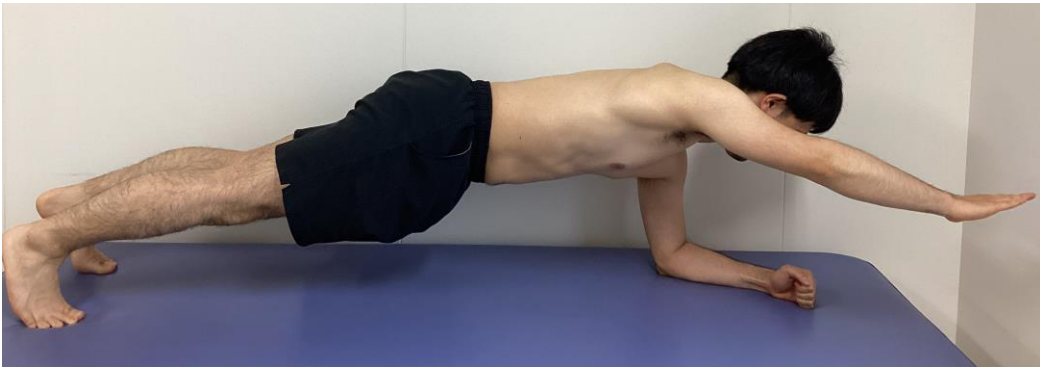
図 19 Hand-Knee エクササイズ

Hand-Knee エクササイズは四つ這いで両手と両膝での 4 点で身体を支えた状態が基本姿勢であり、脊柱は中間位に設定する。その時の体幹の位置を保持した状態で上肢や下肢の挙上を行う。

(A) 基本姿勢



(B) 上肢挙上



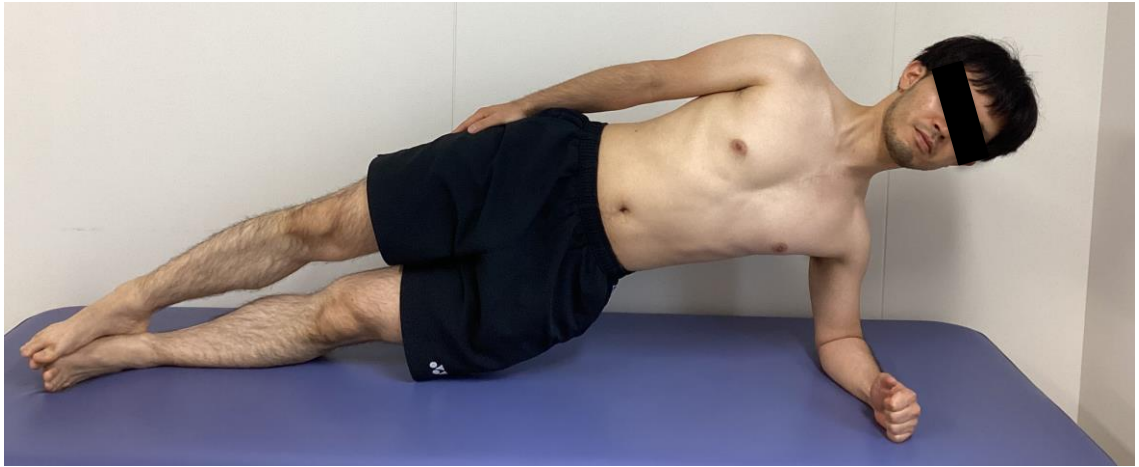
(C) 下肢挙上



(写真の被験者の同意を書面で得て掲載)

図 20 Elbow-Toe エクササイズ

Elbow-Toe エクササイズは腹臥位で両前腕と両つま先の 4 点で身体を支えた状態が基本姿勢であり、脊柱は中間位に設定する。その時の体幹の位置を保持した状態で上肢や下肢の挙上を行う。



(写真の被験者の同意を書面で得て掲載)

図 21 Side-Bridge エクササイズ

Side-Bridge エクササイズは側臥位で前腕と足部で身体を支え、身体が一直線になるように支える。

(A) 肩関節屈曲



(写真の被験者の同意を書面で得て掲載)

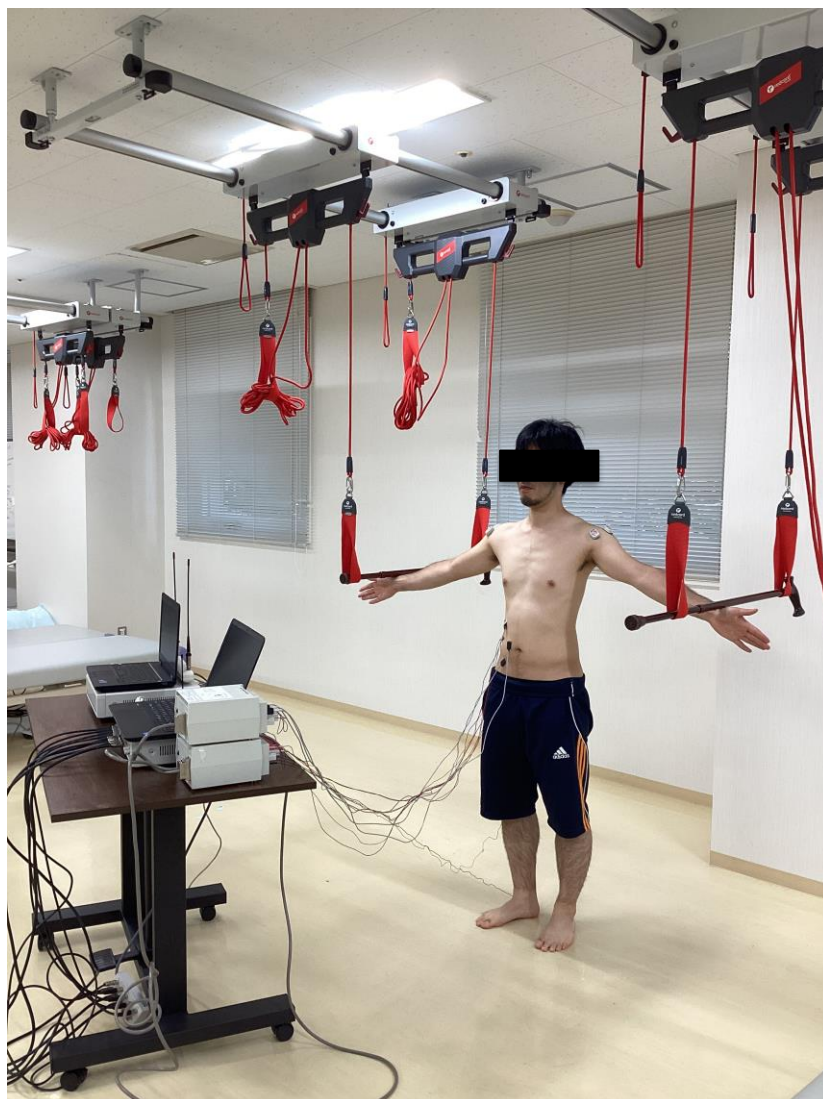
(B) 肩関節伸展



(写真の被験者の同意を書面で得て掲載)



(C) 肩関節伸展



(写真の被験者の同意を書面で得て掲載)

Appendix A 計測時の様子