野球オーバーハンド投球における上肢・上肢帯筋活動の表面筋電図分析

斎藤 健治¹⁾ 松尾 知之²⁾ 宮崎 光次³⁾

Analysis of surface electromyogram of muscle activity in the upper limb and shoulder girdle during overhand baseball pitching

Kenji Saitou¹, Tomoyuki Matsuo² and Mitsuji Miyazaki³

Abstract

In order to investigate muscle activity during overhand baseball pitching, surface EMG analysis of muscles in the shoulder girdle and upper limb was performed. The subjects were two college baseball players. Surface EMG was recorded from 25 portions of 16 muscles: the long and short head of the biceps brachii, the coracobrachialis, the brachialis, the lateral, medial and long head of the triceps brachii, the anterior, middle and posterior deltoid, the sternocostalis of the pectoralis major, the latissimus dorsi, the upper, middle and lower trapezius, three portions of the serratus anterior, the pronator teres, the flexor carpi radialis, the flexor carpi ulnaris, the extensor carpi radialis, the extensor digitorum, the extensor carpi ulnaris, and the brachioradialis. After rectifying the surface EMGs, their linear envelopes were extracted with a digital low-pass filter. The duration, timing and similarity of these muscle activities before and after ball-release were analyzed quantitatively through auto-correlation and cross-correlation analysis of the envelopes. The biceps and the brachialis were activated in the cocking phase and follow-through phase, and played a role in preparing for acceleration and deceleration in each phase. The triceps was activated in the acceleration phase and elbow joint extension, and contributed to the increase of ball speed by minimizing the moment of inertia about the longitudinal axis of the upper limb. The coracobrachialis was activated from the cocking phase until ball-release, and contributed to the horizontal extension of the shoulder joint. The latissimus dorsi and the pectoralis major were activated in the acceleration phase, and the duration of their activity was shorter than that of the other muscles. The activities of the trapezius and the serratus anterior differed between the two subjects. These activities in one subject were simultaneous in the acceleration phase, and those in the other were separate in the cocking phase.

- 1) 佐賀大学理工学部都市工学科
〒840-8502 佐賀県佐賀市本庄町 1
- 2) 大阪大学大学院医学系研究科
〒560-0043 大阪府豊中市待兼山町 1-17
- 3) 桜美林大学文学部健康心理学科
〒194-0294 東京都町田市常盤町 3758

連絡先 斎藤健治

1. *Department of Civil Engineering, Faculty of Science and Engineering, Saga University*
1 Honjo, Saga, 840-8502
 2. *Graduate School of Medicine, Osaka University*
1-17 Machikaneyama, Toyonaka, Osaka, 560-0043
 3. *Department of Psychology, Health & Sport Science, Obirin University*
3758 Tokiwa, Machida, Tokyo, 194-0294
- Corresponding author saiken@cc.saga-u.ac.jp

These activities probably represent differences in the control of scapula motion during pitching. The peak activities of the forearm muscles were concentrated in the ball-release phase, and the duration of activity was longer in the extensor muscles than in the flexor muscles. This type of correlation analysis is useful for extracting information about muscle activity during baseball pitching.

Key words : Multichannel Surface EMG, Pattern of Muscle Activity, Auto Correlation Function, Cross Correlation Function

(Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 51: 351-365, May, 2006)

キーワード：多チャンネル表面筋電図，筋活動パターン，自己相関関数，相互相関関数

1 はじめに

野球の投球動作分析を目的とした表面筋電図学研究は，古くから行われているものの（豊島ほか，1971；風井ほか，1976；Gowan et al., 1987；Bradley and Tibone, 1991；DiGiovine et al., 1992；平野・青木，1998；斎藤ほか，2001a），その数は決して多くない．その大きな理由は，筋電図データと関節運動との対応関係の曖昧さにあると考えられる．つまり，筋電図波形には筋収縮タイプや筋収縮速度が明確に反映されないため，関節運動と一対一に対応させるにいくという欠点が内在する．そして，個々の関節運動との対応がとれたとしても，筋電図データから部位間の活動関係をもとに，全体の動作を再現するのは困難である．さらに現行では，同時に多数の部位から筋電図を導出する場合，導出部位数に比例して実験遂行上の困難度が増大し，それに比例してパフォーマンスの現実味が失われる可能性もある．例えば，野球の投球動作のような短時間，高速の運動では，活動の on と off の筋電図パターンから実際の投球動作をイメージしたり，運動を再現したりすることは，分析者自身が投球動作に熟練していなければ非常に困難である．また，多くの電極を貼付して実験を行うことは，パフォーマンスの低下を招きかねない．

一方，筋活動を筋負担，あるいは関節負担の一つの指標と捉え，障害予防の観点から表面筋電図

分析を試みた研究も見られる（Hang, 1983；Jobe et al., 1983, 1984；Sisto et al., 1987；Gλουςman et al., 1988；Werner et al., 1993）．野球投球では，障害部位の大半が肩関節と肘関節に集中するため，それら，個々の関節を対象とすれば，分析対象数（関節，筋）が減る上に，関節肢位や関節運動と筋活動の大小や筋収縮のタイプ，筋収縮スピードなどとの対応関係をより明確に捉えやすくなる．そして，この場合，種々の不確定要素が少なくなる分，筋電図学的手法は動作分析の場合のそれより有効性が高くなると考えられる．

このような，分析上の事情を内包しながらも，運動中の筋活動を直接計測する手法は筋電図法以外には見あたらず，運動学・力学的にも重要な情報を提供する手法であることに代わりはない．したがって，画像分析を中心としたバイオメカニクス的研究（Sakurai et al., 1993；宮西ほか，1996；Barrentine et al., 1998；高橋ほか，2000；Matsuo et al., 2002）が投球動作分析の主流となった現在でも，運動学的・力学的情報を補足する筋活動に関する定量的情報を提供することの意義は大きい．

本研究の目的は，投球動作（オーバーハンド投球）における上肢・上肢帯筋 25 部位の筋活動を分析することであった．そのために，従来のような定性的分析に加え，相関分析による定量的分析を試みた．相関分析では，筋活動の持続性や筋活動の活動タイミング，類似性といった活動配列や活動部位間関係を定量的に捉えることができた．

II 方 法

1. 被験者および実験試技

被験者は、野球経験8年および10年の大学野球部に所属する投手2名であった。被験者に、十分なウォーミングアップの後、室内に設置した防球ネットに向かってオーバーハンドで全力投球を行わせた。ネットまでの距離は約5mであった。試技は速球の全力投球であり、1セット（後述）につき5球の投球で合計20球であった。投球スピードはスピードガン（PSK Professional，トアスポーツマシソ社製）を用いてネット後方から測定した。また、側方から高速度カメラ（HSV200，NAC社製）を用いて毎秒200コマ、シャッタースピード1000分の1秒で投球動作の撮影を行った。

2. 表面筋電図計測

被験筋は、表1に示すように、上肢帯および上肢の16筋25部位であった。表面筋電図は、検出面の直径が3mmの小型生体電極（日本光電社製）を用いて電極間隔20mmで双極に導出し、テレメータ（日本光電社製，WEB-5000）を用いて時定数0.03sで増幅した。一度に計測できるのは8チャンネルであったため、表1に示すように4セットに分けて表面筋電図計測を行った。また、試技の再現性をモニタするために、4セットとも上腕二頭筋長頭の筋電図を導出した。電極位置は、

神経支配帯分布の特徴がわかっている筋については、それを避けるように決定した（Saitou et al., 2000）。電極貼付に当たっては、貼付位置の表皮角質を針で一部剥離し、接触抵抗を低減した。両被験者ともに、基準値を設定するために、実験後、徒手負荷による最大随意等尺性収縮（MVC）時の表面筋電図を記録した。導出、増幅した信号は、サンプリング周波数1kHz、精度12bit、サンプル長3sでA/D変換し、パーソナルコンピュータに取り込んだ。

3. ボールリリース時刻の検出

斎藤ほか（2002）の方法を用いて、ボールリリース（以下、リリース）時刻の検出を行った。すなわち、導通テープを被験者の人差し指と中指の指先（先端から約5mm）およびボールに貼り付け、指のテープはケーブルを介して電源ボックスに接続した。そして被験者がボールを握ることによりonに、指先がボールから離れることによりoffになる回路を作った。投球時、どちらか一方の指が離れることにより回路がoffになった時点リリース時刻とした。

4. 信号処理および分析

計測した表面筋電図は、生波形を全波整流した後、4次のバターワース型デジタル低域通過フィルタにより30Hz以上の成分をカットして包絡線を求めた。この際、前向きおよび後向きのフィルタ処理を行い、フィルタリングによる位相ずれを

表1 被験筋の一覧。8チャンネルのテレメータ式筋電計を用いて、4セットに分けて、計25の部位から表面筋電図を導出した。上腕二頭筋長頭は全てのセットで導出し、再現性の指標とした。×は空のチャンネルあるいは非採用のチャンネル。

1	2	3	4
上腕二頭筋長頭	三角筋前部	僧帽筋上部	尺側手根屈筋
上腕二頭筋短頭	三角筋中部	僧帽筋中部	橈側手根屈筋
烏口腕筋	三角筋後部	僧帽筋下部	円回内筋
上腕三頭筋長頭	大胸筋胸部部	前鋸筋1（Ⅳ肋骨）	指伸筋
上腕三頭筋外側頭	広背筋	前鋸筋2（Ⅴ肋骨）	橈側手根伸筋
上腕三頭筋内側頭	×	前鋸筋3（Ⅵ肋骨）	尺側手根伸筋
上腕筋	×	×	腕橈骨筋
×	上腕二頭筋長頭	上腕二頭筋長頭	上腕二頭筋長頭

修正した．さらに，MVC時の包絡線平均値を用いて基準化（% MVC化）し，リリース前300ms—リリース後200msの500ms（ $= T$ ）間の信号を分析対象として抽出した．そして，式（1）の自己相関関数（時間差 τ の関数）を，抽出した個々の包絡線波形について求めた（日野，1977）．

$$AC(\tau) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t)x(t+\tau)dt \quad (1)$$

ここで，自己相関関数 $AC(\tau)$ は，

$$ACE(\tau) = \exp\left(\frac{-\tau}{p}\right) \quad (2)$$

により包絡線近似できるため，この関数の p ，

$$p = \int_0^{T/2} |AC(\tau)| d\tau \quad (3)$$

を用いてパラメータ化した（以下，自己相関パラメータ）．自己相関パラメータは，自己相関関数の時間差にともなう減衰の程度を表しており，その値が大きい場合は減衰が小さく，つまり包絡線が周期的，あるいは持続的な波形であることを意味する．ただし，周期的と持続的の区別は自己相関関数波形の視察によらなければならない．

同様に，式（4）の相互相関関数 $CC(\tau)$ を包絡線の全組み合わせについて求めた．

$$CC(\tau) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t)y(t+\tau)dt \quad (4)$$

相互相関関数を求めることにより，各包絡線波形間の相互相関の最大値（以下，相互相関係数）と相互相関が最大となる時間差 τ をパラメータとして抽出した．

相互相関関数は各包絡線間の関係を明らかにするものであるが，運動の局面に対する情報が明確ではない．そこで，本研究では，リリース時刻に対する相対的な時間差を調べるために，リリース時刻でピークとなるデルタ関数 $\delta(t)$ を用いて，リリースとの関係についても調べた．デルタ関数とは，「原点で無限大 ∞ で，それ以外では零であり，原点を含む区間での積分値は有限（ $= 1$ ）」

$$\int_{-\infty}^{\infty} \delta(t-t_0)dt = 1 \quad (5)$$

となる特異な性質を持つ超関数である（日野，1977）．そして，この超関数は普通の単純な関数（原形）の極限形と考えることができるため，その原形として次式のガウス型の関数を導入した．

$$\delta(t-t_0) = \frac{a}{\sqrt{\pi}} \exp[-a^2(t-t_0)^2] \quad (6)$$

ただし，

$$a > 0 \quad (7)$$

である．また， a が ∞ の極限で $\delta(t-t_0)$ は ∞ となり，裾幅は0に近づく．ここでは $a = 0.2$ ， t_0 をリリース時刻とした．なお，相関の計算はFFTにより行った．

5. 投球動作の期分け

図1に，分析結果および考察の理解を助けるために，投球動作の一般的な期分けを示す．ここでは，投球動作全体を六つの局面に分けた（Fleisig et al., 1996）．これら局面の時間的目安を示すと，リリースを基準の0msとして，ウィンドアップ期は-1000—-900msから，ストライド期は-500ms程度から，コッキング期は-200—-150msから，加速期は-100ms—-50msから，

図1 投球動作の一般的な期分け例．1．構えから踏み出し足の振り上げまでをウィンドアップ期，2．振り上げた踏み出し脚が投球方向に運動し始めから，踏み出し足が接地するまでをストライド期，3．投球側の肩関節が最大外旋するまでをコッキング期，4．最大外旋からボールリリースRlsまでを加速期，5．ボールリリース後，投球側の肩関節が最大内旋するまでを減速期，6．減速期以後をフォロースルー期とする（Fleisig et al., 1996）．

減速期は+50ms—+100ms, そしてフォロースルー期はそれ以降となる。

III 結 果

1. 投球スピードおよび筋活動のセット間のばらつき

投球試技は全力で行わせたが, 8チャンネルの表面電極を被験筋に貼付することにより, 両被験者ともに, 貼付しない場合に比べ平均で1割程度のスピード低下が認められた。ただし, セット内での投球スピードのばらつき幅は, 被験者Aにおいて最大7km/h, 被験者Bにおいて最大4km/hで, セット間の投球スピードに差は認められなかった。実験中の投球スピードは, 全試技平均で被験者Aは 117.6 ± 2.7 km/h, 被験者Bは 122.4 ± 1.7 km/hであった。

また, 全てのセットで記録した上腕二頭筋長頭の活動タイミングの傾向は, 全ての試技において

同様に安定していた。そして, それら全組み合わせの相互相関係数の平均は 0.86 ± 0.04 , 時間差は 4.9 ± 13.0 msであった。

2. 表面筋電図生波形および包絡線

被験者A, Bの25部位から導出した表面筋電図生波形を, リリース時刻を基準(0ms)としたリリース前1000ms(以下, -1000ms)—リリース後500ms(以下, +500ms)について図2に示す。被験者A, Bともに投球スピード120km/h前後で投球した時のデータである。図1で説明したように, -1000msは, ワインドアップ期に相当し, +500msはフォロースルーが完全に終了した時期で, 二人の被験者も同様であることがビデオ画像から確認できた。

図3に, -300msから+200msまでの筋電図を全波整流し, MVCで基準化した包絡線波形を示す。この期間は, 投球動作の局面では, ストライド期の中程からフォロースルーの終了期に相当

図2 表面筋電図生波形。リリース前1000ms, リリース後500msについて, リリース時刻を基準(0ms)にして4セット分のデータをまとめた一例。

図3 表面筋電図包絡線波形。リリース前300ms、リリース後200msについてMVC時の表面筋電図包絡線平均値を基に基準化した。リリース時刻を基準（0ms）にして、4セット分のデータをまとめた一例。

する。これら包絡線の視察から、次のようなことがいえる。

上腕二頭筋は-300ms以前から-100msまで活動し、その後リリースまで活動を停止した。さらに、リリースから+100ms程度まで再び活動が見られた。上腕三頭筋は上腕二頭筋と相反的に、-100msからリリースまで加速期を中心として活動した。烏口腕筋は、上腕二頭筋と三頭筋の中間的な活動様相を呈した。上腕筋は上腕二頭筋に近い活動様相を示したが加速期にも活動が見られた。三角筋は、-300ms以前にも持続的な活動が見られるが、-200ms—フォロースルーでは、前部と中部が先行し、後部が続いて活動開始する傾向にあった。とくに後部はリリース直前から+100msくらいまで活動した。大胸筋は、-200msくらいから、+100msくらいまで持続的に活動した。広背筋は-70msくらいから+100—+200msくらいまで活動した。僧帽筋は上部、中部、下部の順で活動し、一旦活動を停

止した後、被験者Aにおいては-50msくらいから、被験者Bにおいてはリリース近辺から+200msくらいまで活動した。前鋸筋はリリース前の活動が大きいものの、ほぼリリース前後の400—500msにわたって持続的に活動していた。そして、導出した三部位はほぼ同期していた。ただし、被験者Aは活動ピークが-50msあたり、被験者Bは-200—-100msであった。前腕の屈筋群は-100msから+100msの間活動していた。それに対して伸筋群は屈筋群より早い時期から持続的に活動する特徴が認められた。

3. 自己相関関数、相互相関関数

筋活動の持続性と、部位間の活動関係を定量的に捉えるために、25個の包絡線波形の自己相関関数と相互相関関数を求めた。自己相関関数は25個、相互相関関数はリリースを表すデルタ関数を含めた全ての組み合わせで650個（対称性を考慮すると325個）となった。それぞれ自己相関

図4 自己相関パラメータ。リリース前300msからリリース後200msまでの筋電図包絡線の自己相関関数から式(3)を用いて求めた値。

図5 25部位の筋電図包絡線とデルタ関数との相互相関関数の一例。リリースを示すデルタ関数(最下段)を基準に表面筋電図包絡線との相互相関関数を示している。デルタ関数については自己相関関数となり、時間差0msで相関係数は1.0となる。▲は相関が最大となる時間差を示している。負の時間差はリリースに先行することを意味する。

関数から自己相関パラメータ、相互相関関数から最大値である相互相関係数と最大値をとる時間差が得られた。

図4に、被験者A、Bの25部位における筋電図包絡線の自己相関パラメータを示す。被験者Aでは、上腕三頭筋長頭と広背筋の値が小さく、指伸筋の値が最も大きかった。被験者Bでは、僧帽筋上部と広背筋の値が小さく、Aと同様に指伸筋の値が大きかった。概ね、両者とも上腕三頭筋、広背筋、僧帽筋上部の値が小さく、前鋸筋および前腕筋群で大きかった。

図5に被験者AとBについて、包絡線とリリース時刻を示すデルタ関数との相互相関関数を示す（デルタ関数については自己相関関数となる）。この場合、裾幅が短い（約20ms）デルタ関数と包絡線とのたたみ込み演算となるため、得られる相互相関波形は筋電図包絡線そのものに近い。図中

の▲はデルタ関数との時間差を示しており、したがって、各部位における筋活動ピークのリリース時刻に対するタイミングのズレを表している。そして、負の時間差はリリース前、正の時間差はリリース後を表している。

被験者Aについては、時間差の絶対値は7—276ms（平均 61.6 ± 71.2 ms）で、上腕二頭筋、烏口腕筋や三角筋を除いてほぼリリース近辺（-50—+50ms）に活動ピークが集中していた。それに対し被験者Bは、時間差の絶対値が1—263ms（平均 104.0 ± 86.4 ms）で相対的に活動がばらついていた。

図6に各筋活動間の相互相関関数の一例として、腕橈骨筋活動と他の筋活動との相互相関を示す（すべての筋部位をそれぞれ基準として相互相関関数を計算すると、同様なグラフが25個できる）。この場合、腕橈骨筋については自己相関関

図6 筋電図包絡線間の相互相関関数の一例。腕橈骨筋（最下段）を基準に他の部位の表面筋電図包絡線との相関関数を示している。腕橈骨筋は自己相関関数となり、時間差0msで相関の最大値は1.0となる。▲は相関が最大となる時間差を示している。負の時間差はリリースに先行することを意味する。グラフ横（被験者Aは左、被験者Bは右）の数値は相関係数を示している。

数となる。被験者Aについては図の左に、被験者Bについては図の右に相関係数を示している。図中の▲は腕橈骨筋との相関が最大となる時間差（腕橈骨筋活動とのタイミングのズレ）を示している。そして、負の時間差は、その筋あるいは部位が腕橈骨筋の活動に先行していることを示し、正の時間差は遅れていることを示している。

この例では、被験者Aにおいて、上腕二頭筋短頭、上腕筋、橈側手根伸筋との相関が比較的高く（0.9以上）、上腕筋、三角筋後部、僧帽筋上部、橈側手根伸筋、尺側手根伸筋が同期的に活動していたことがわかる。また、被験者Bでは、上腕二頭筋短頭、烏口腕筋、上腕三頭筋外側頭、上腕三頭筋内側頭、大胸筋、尺側手根屈筋、橈側手根屈筋、円回内筋および橈側手根伸筋との相関が比較的高く、烏口腕筋、尺側手根屈筋、橈側手根屈筋、円回内筋、指伸筋が同期的に活動していたことがわかる。

このような、各筋あるいは部位間の関係を、表2（被験者A）および表3（被験者B）に相互相関係数と時間差の行列として示す。相関係数行列は対称行列、時間差行列は反対称行列となるため下三角に相互相関係数、上三角に時間差（つまり、時間差は上下で符号が逆転する、また、列方向と行方向の間でも符号の意味は逆転する）を示している。そして、0.9以上の相関と $\pm 50\text{ms}$ 以内の時間差を網掛け表示している。さらに両条件を満たす組み合わせの要素を太線枠表示している。相互相関係数は、被験者Aでは0.661—0.980（平均0.844）、被験者Bでは、0.649—0.966（平均0.841）であった。時間差は被験者Aでは -249 — $+249\text{ms}$ （平均 -0.7ms ）、被験者Bでは -249 — $+247\text{ms}$ （平均 -1ms ）であった。

相関が高く、時間差がとくに小さい（ $\pm 10\text{ms}$ 以内）組み合わせは、被験者Aでは、上腕二頭筋の長頭と短頭、上腕三頭筋の外側頭と内側頭、僧帽筋の中部と下部、前鋸筋、尺側手根屈筋と橈側手根屈筋および円回内筋、橈側手根伸筋と腕橈骨筋などのように、同一筋内、あるいは同一筋群内に多く見られた。それらは、行列（表2）内では、対角に近いところに位置する組み合わせであ

る。また、上腕二頭筋長頭と橈側手根伸筋、烏口腕筋と大胸筋、上腕筋と尺側手根伸筋、僧帽筋中部と広背筋、上腕筋と腕橈骨筋、上腕三頭筋と広背筋、僧帽筋および前腕屈筋群、尺側手根伸筋と前腕屈筋群の組み合わせも相関が高く時間差が小さかった。被験者Bでは、上腕二頭筋の長頭と短頭、上腕筋と尺側手根伸筋、三角筋の中部と後部、前鋸筋、僧帽筋中部と上腕筋と三角筋中部および尺側手根伸筋、尺側手根屈筋と橈側手根屈筋と円回内筋および腕橈骨筋の組み合わせにおいて、とくに相関が高く時間差が小さかった（ $\pm 10\text{ms}$ 以内）。また、烏口腕筋と前腕筋群、大胸筋と前鋸筋、前腕屈筋群と腕橈骨筋の組み合わせにおいても相関が高く時間差が小さかったが、被験者Aに比してその組み合わせは少なかった。同期的に働いた筋の組み合わせは、被験者Bにおいて92であるのに対し、被験者Aでは159で多かった。

IV 考 察

大学野球選手2名を被験者とし、投球時に上肢、上肢帯の25部位から表面筋電図を導出した。導出した表面筋電図のうち、リリース時を基準に -300ms から $+200\text{ms}$ までの 500ms を分析対象とした。これらの区間における表面筋電図の包絡線の視察に加え、自己相関分析と相互相関分析を行った。

1. 投球時の筋活動について

上腕二頭筋は、とくにコッキング期終盤における肘関節の適度な屈曲位（トップポジション）の形成に関与しており（Gowan et al., 1987）、投球動作における「お膳立て」的な役割を担っている。さらに、フォロースルー期において、上腕筋とともに肘関節の屈曲による「後かたづけ」的な動作に関与するだけでなく（Jobe et al., 1984；Gowan et al., 1987；Werner et al., 1993）、回内した前腕を回外方向に解放するためにも活動していると考えられる（Fleisig et al., 1996）。このようなことから、上腕二頭筋は加速期からリリース近辺の動作には直接関与せず、その活動ピーク

表2 被験者Aの表面筋電図包絡線を相互相関分析することにより得られた相関係数(下三角)とその時間差(上三角, 単位はms)の行列

	Blo	Bsh	CB	Tlo	Tla	Bra	Da	Dm	Dp	PM	LD	Trs	Tm	Tri	SI	S2	S3	FCU	FCR	PT	ED	ECR	BR	RS
Blo																								
Bsh	0.947																							
Bsh																								
CB																								
Tlo																								
Tla																								
Tm																								
Bra																								
Da																								
Dm																								
Dp																								
PM																								
LD																								
Trs																								
Tm																								
Tri																								
SI																								
S2																								
S3																								
FCU																								
FCR																								
PT																								
ED																								
ECR																								
BR																								
RS																								

Blo: 上腕二頭筋長頭, Bsh: 上腕二頭筋短頭, CB: 烏口腕筋, Tlo: 上腕三頭筋長頭, Tla: 上腕三頭筋短頭, Tm: 僧帽筋上部, Bra: 僧帽筋中部, Tri: 僧帽筋下部, SI: 前鋸筋1, S2: 前鋸筋2, S3: 前鋸筋3, FCU: 尺側手根屈筋, FCR: 尺側手根伸筋, PT: 円回内筋, ED: 指伸筋, ECR: 尺側手根伸筋, BR: 腕屈筋, RS: リリースを示すデルタ関数

表3 被験者Bの表面筋電図包絡線を相互相関分析することにより得られた相関係数(下三角)とその時間差(上三角, 単位はms)の行列

	Blo	Bsh	CB	Tlo	Tla	Tm	Bra	Da	Dm	Dp	PM	LD	Trs	Tm	Tri	S1	S2	S3	FCU	FCR	PT	ED	ECR	BR	RS
Blo																									
Bsh	0.910		13	100	-167	-116	173	45	74	175	120	3	30	-182	-210	196	182	198	89	73	89	-283	-280	12	77
CB	0.911	0.876	200	92	126	178	-189	166	-178	-181	172	116	-183	-180	-210	196	182	198	81	70	75	-38	-271	13	82
Tlo	0.901	0.872	31	87	119	-193	122	-193	-136	107	-82	-149	-196	-192	-289	143	146	164	22	18	17	-24	163	-196	18
Tla	0.771	0.826	39	97	99	-93	78	-282	-57	79	-1	-279	-79	-106	110	85	102	1	-28	-21	-28	132	134	-75	-32
Tm	0.734	0.894	43	190	36	193	-269	33	-86	190	184	153	67	66	78	48	78	48	78	48	-65	-64	-67	98	-100
Bra	0.784	0.876	135	-27	146	-146	-4	-141	-128	3	-1	-110	129	133	116	37	24	34	-92	-104	-107	-110	77	130	-142
Da	0.898	0.909	0.838	0.859	0.841	0.844							3	1	-22	104	-127	194	230	239	-227	-280	1	236	-230
Dm	0.834	0.846	0.818	0.854	0.878	0.874	0.834		160	-210	2	-55	160	183	136	36	19	25	77	95	-77	-98	-164	-95	-85
Dp	0.781	0.859	0.809	0.833	0.858	0.814	0.876	0.791	-1	-158	127	1	0	-48	-123	-130	193	232	-298	-247	-257	-98	-2	264	-860
PM	0.792	0.794	0.854	0.838	0.767	0.790	0.864	0.731	0.908		139	131	-1	-23	-45	-123	170	185	-251	-296	35	190	-274	-14	-262
LD	0.884	0.901	0.869	0.939	0.908	0.896	0.817	0.879	0.823	0.803		-55	-168	-165	106	34	19	33	85	-99	-88	53	68	-161	-92
Trs	0.841	0.779	0.762	0.726	0.790	0.715	0.823	0.786	0.851	0.752	0.728	0.905	-1	-40	-122	168	197	231	-297	-245	-293	127	182	-121	101
Tm	0.883	0.855	0.839	0.842	0.871	0.885	0.913	0.778	0.905	0.876	0.813	0.765	0.854	-27	96	174	196	227	-241	-242	-263	-63	1	291	-262
Tri	0.874	0.909	0.816	0.832	0.863	0.886	0.910	0.767	0.881	0.885	0.822	0.711	0.758	0.924	-62	179	263	-207	-211	-205	-239	-27	30	216	-218
S1	0.824	0.914	0.816	0.848	0.848	0.882	0.869	0.821	0.901	0.901	0.697	0.734	0.874	0.888	-62	179	-15	-1	117	-127	121	42	30	105	-122
S2	0.892	0.924	0.845	0.920	0.891	0.906	0.832	0.820	0.809	0.848	0.748	0.708	0.817	0.866	0.902	0.902	3	-99	-136	-137	49	47	172	129	-93
S3	0.882	0.863	0.825	0.926	0.844	0.856	0.864	0.873	0.794	0.874	0.942	0.823	0.784	0.896	0.854	0.854	0.943	-98	-143	-129	20	40	193	-132	-161
FCU	0.703	0.819	0.948	0.851	0.952	0.916	0.787	0.774	0.741	0.743	0.902	0.821	0.708	0.826	0.793	0.876	0.871	0.820	-9	-6	8	143	-278	-2	5
FCR	0.801	0.914	0.911	0.863	0.962	0.941	0.861	0.791	0.876	0.796	0.930	0.740	0.762	0.883	0.916	0.936	0.915	0.872	0.937	0.966	4	3	186	-288	-2
PT	0.752	0.814	0.911	0.856	0.961	0.907	0.764	0.755	0.846	0.814	0.913	0.807	0.753	0.844	0.846	0.901	0.880	0.847	0.937	0.966	4	3	187	-288	-2
ED	0.874	0.836	0.935	0.890	0.865	0.890	0.876	0.805	0.819	0.890	0.862	0.875	0.797	0.881	0.870	0.780	0.903	0.853	0.833	0.834	0.804	39	212	-2	34
ECR	0.780	0.861	0.911	0.887	0.906	0.915	0.774	0.813	0.767	0.859	0.924	0.796	0.650	0.768	0.783	0.863	0.920	0.904	0.924	0.904	0.897	0.882	228	-142	-140
BR	0.895	0.852	0.755	0.884	0.799	0.863	0.900	0.794	0.846	0.870	0.850	0.736	0.823	0.953	0.911	0.858	0.886	0.909	0.752	0.843	0.781	0.841	0.779	228	-142
RS	0.796	0.904	0.946	0.861	0.962	0.903	0.845	0.846	0.869	0.784	0.927	0.805	0.811	0.861	0.865	0.868	0.884	0.853	0.946	0.956	0.938	0.887	0.902	0.778	0.448
Ris	0.412	0.424	0.303	0.387	0.374	0.310	0.393	0.335	0.490	0.370	0.373	0.411	0.428	0.358	0.348	0.389	0.379	0.357	0.351	0.361	0.434	0.367	0.339	0.333	0.448

Blo: 上腕二頭筋長頭, Bsh: 上腕二頭筋短頭, CB: 烏口腕筋, Tlo: 上腕三頭筋長頭, Tla: 上腕三頭筋短頭, Tm: 僧帽筋上部, Bra: 僧帽筋中部, Tri: 僧帽筋下部, SI: 前鋸筋1, S2: 前鋸筋2, S3: 前鋸筋3, FCU: 尺側手根屈筋, FCR: 尺側手根伸筋, PT: 円回内筋, ED: 指伸筋, ECR: 尺側手根伸筋, BR: 腕屈筋, RS: リリースを示すデルタ関数

はコッキング期かフォロースルー期であり、他の部位の活動ピークタイミングから外れる傾向にある(図5)。

それに対し、上腕三頭筋はコッキング後期の後期から加速期の肘関節伸展に関与しており(豊島ほか, 1971; 風井ほか, 1976; Hang, 1983; Werner et al., 1993), 肘関節を伸展することにより投球スピード獲得に大きく貢献する筋であるといえる(Jobe et al., 1984; Werner et al., 1993; Fleisig et al., 1995; 斎藤ほか, 2001a)。このことは、とくに被験者Aにおいて、自己相関パラメータの値が小さいことに現れている(図4)。投球スピード増大の運動学的ポイントは、末端(手, 手指)のスピードを増大させることであるが、駆動力を同一と仮定した場合、これは上肢を動径とする回転半径を大きくすることによって達成される。このためには、体幹の運動を無視して上肢に限定すると、肘の伸展度が大きな鍵を握ることになる。また、肘の伸展は、上腕長軸周りの慣性モーメントを小さくし、肩関節内旋の運動エネルギーを、できるだけ損失無く前腕回内運動に伝えることにも貢献する(斎藤ほか, 2001b)。つまり、肩を中心と見た回転運動が作り出す末端スピードに、前腕の回内による手および手指のスピードを加えることで、ボールスピードがさらに増大すると考えられる。加速期における上腕三頭筋の活動は、このような運動の鍵になると考えられる。ただし、体幹の投球方向への直線運動により生じる運動連鎖(Feltner, 1989), あるいは回旋運動と肩関節の内旋運動により生じるコリオリ力(大村, 2001)や遠心力によっても肘関節の伸展が引き起こされるため上腕三頭筋活動が肘関節伸展の全てではない。

上腕筋は、前述のように上腕二頭筋と協同してコッキング期、フォロースルー期に肘関節の屈曲に関与している。これは、動作の上では、前述のようにとくにフォロースルー期における前腕の回外方向への運動と肘屈曲に両筋が同期活動したと考えられる(Jobe et al., 1984)。一方で、上腕筋は尺側手根伸筋(Aでは腕橈骨筋も)の活動様相と類似しているが、上腕筋は解剖学的に、筋皮神

経だけでなく前腕伸筋群を支配する橈骨神経との二重支配を受ける場合があり(山田・萬年, 1985, pp. 396-397), この影響による可能性もある。

烏口腕筋は、コッキング期から加速期において活動し、主として肩関節の水平伸展(上腕の内転)に貢献していると考えられる。被験者Aにおいては、大胸筋と活動様相が類似しており(表2), 主として肩の水平伸展に協同的に活動したと考えられる。一方、被験者Bでは、その活動強度は低いものの、活動タイミングがリリースと前腕筋群に同期しており、被験者Aに比して、水平伸展で加速に貢献する度合いが大きいと考えられる。

三角筋は、肩関節の外転や屈曲・伸展に貢献する筋であるが、投球中では肩関節の内外旋に関する肢位の影響を受ける。つまり、コッキング期—加速期—リリース—減速期—フォロースルー期にかけて、肩関節はほぼ外転位を保ったまま外旋位から内旋位に移行するが、より外旋位にある場合には三角筋前部が、そして、より内旋位にある場合には三角筋後部が活動を強めるといえる(Fleisig et al., 1996)。このため、コッキング期以降の活動パターンが概ね、前、中、後部の順になると考えられる。ただし、相互相関分析の時間差からもわかるように、リリース近辺の動作に直接関与しているのは三部位のうち後部である(表2, 3および図5; DiGiovine et al., 1992)。後部は、リリースやフォロースルーにおける肢位の関係上、過度の内旋に抗する働きや、上腕骨頭を肩関節内で安定させるローテーターカフと協働するためと考えられる(Jobe et al., 1983)。

広背筋と大胸筋は、互いに対称、類似の関係にあり(山田・萬年, 1985, pp. 227-229), とともに肩関節の内転、内旋に関与する(Jobe et al., 1984; Glowsman et al., 1988)。しかし、投球動作中においては上肢に生じる遠心方向の力に抗するようにも働いているといえる。前述のように、投球中の上肢を、肩を中心とした動径と見たとき、とくに手首の位置では大きな遠心方向の加速度が生じる。斎藤ほか(2002)によると、手首で計測した遠心加速度は $-100 \sim +50 \text{ ms}$ の区間で増大し、その大きさは 1000 m/s^2 にも達する場合があ

る。このような大きな遠心加速度に拮抗して、上腕骨頭と肩甲骨関節窩がつくる肩関節を安定化するためには広背筋と大胸筋の活動は必須であり (Jobe et al., 1984 ; Glowsman et al., 1988), 同時に前述のような三角筋後部の活動と協働している可能性がある。とくに広背筋の活動は、主として加速期—フォロースルー期の短期間に限られることが、自己相関パラメータの相対的な小ささに表れたといえる (図4)。

僧帽筋と前鋸筋は協働して肩甲骨の動きを制御しており (山田・萬年, 1985, pp. 223-225), それらの筋活動は、投球動作中の肩甲骨の動きも反映している (Glousman et al., 1988 ; Fleisig et al., 1996)。被験者 A において両筋はほぼ同期的に活動しているが、被験者 B においては僧帽筋が先行し、前鋸筋はそれに続いて活動している。被験者 A においては、 -50ms —リリースにおいて僧帽筋の上部、中部、下部および前鋸筋が同期したことから、加速期において肩甲骨を上方回旋させた状態で固定する働きが生じたと考えられる。一方、被験者 B においては、僧帽筋と前鋸筋の活動に時間的なズレがあり (表3および図5), 加速期においてはそれらの活動は比較的弱く、被験者 A に比べ肩甲骨を固定するような働きは弱かったと考えられる。前述のように、動径としてみた上肢の回転半径を大きくしてスピード増大を図るためには、肩甲骨が外転した方が有利である。この意味においては、加速期において強い筋活動のなかった被験者 B の方が有利なのかもしれない。しかし、前鋸筋は肩甲骨の動きを制御することで肩甲上腕関節を安定化させる機能も果たしており、加速期前後で活動することは障害防止にも役立っている (Bradley and Tibone, 1991)。この意味においては、被験者 A の筋活動の方がより好ましいのではないかと考えられる。

前腕の筋群は、ボールを手指で支持すること、リリース時に投球方向に対する指や手および手首の姿勢を安定化させること、ボールに与えるスピンの量や質を調節すること等に関与している (斎藤ほか, 2001a)。そして、ボールを握る役目は手内筋とともに指の屈筋群 (浅指屈筋, 深指屈筋)

が担うことになるが、これら屈筋の活動は同時に手首の屈曲にも働くため、これを相殺するために、伸筋群が、ストライド期あたりから持続的に働くことになる (Sisto et al., 1987)。また、伸筋群は屈筋群に比べるとその筋量は貧弱であり (山田・萬年, 1985, pp. 428-430), 屈筋に拮抗するためには、伸筋の活動をより強める必要がある。このことが、両被験者において、指伸筋活動の自己相関パラメータが大きくなった原因と考えられる (図4)。一方で、活動のピークでみると、被験者 A, B ともにリリース近辺で同期的であることから、手首の運動のリリースへの貢献度の高さが伺える。また、前腕の筋活動や運動を総合的に判断すると、リリースとは「手首の屈曲」というより、むしろ手首の関節を固くして、ボールを手指で「ひっかく」ような運動であるといえる。

2. 相関分析の意義および今後の課題

自己相関関数、相互相関関数ともに時間差の関数である。自己相関関数は波形の周期性や持続性を表すもので、時間差0で相関係数が1となる。一方、相互相関関数は二つの活動間の位相差や活動の類似度を表すもので、活動のズレが時間差として、そして活動様相の類似度が相関係数として定量化される。本研究の場合、分析対象の筋電図が包絡線波形 (非負) であったため、これら相関係数は0.0—1.0の値となった。

自己相関関数から求めた自己相関パラメータは、時間差にともなう自己相関関数の減衰傾向を表す。そして、この減衰傾向は、筋活動の持続性や周期性を反映している。とくに本研究の場合、持続的に活動した筋の自己相関関数は、時間差にともなう減衰傾向が小さく自己相関パラメータは大きくなる。それに対し、活動がある局面に限定されている筋では、その自己相関パラメータは小さくなる。本研究では、加速期に集中的に活動する広背筋の自己相関パラメータが小さかったのに対し、ボール保持に関わる前腕伸筋群の値が大きく、その活動傾向が定量的に表現できたといえる。ただし、本研究の場合、 -300ms — $+200\text{ms}$ の500ms間を分析対象としており、対象区間長を変

えることにより、自己相関パラメータの相対的大小関係が変化する可能性はある。

多部位から筋電図を導出する場合、被験筋選択の妥当性の問題は依然として残るものの、部位間の活動関係を定量化するのに相互相関分析法は適しているといえる。例えば、リリース時刻を表したデルタ関数との相互相関を求めることで、活動ピークとリリース時刻との関係を明確に表すことができた。この意味で、図5のような相互相関関数は活動パターンといえることができる。つまり、図5の相関関数は、リリース時刻を中心にして図3の包絡線を規格化した波形であり、包絡線以上の情報を含んでいないばかりか、%MVC等の強度の情報が失われてしまう。しかし、規格化により強度情報を隠蔽することで、活動の関係を重視した活動パターンの比較が容易になる。これにより、筋電図データから動作を再現することが困難であるという問題が解決されるわけではないが、筋活動の配列に焦点を当てやすいという点で有効である。

また、ガウス型デルタ関数のパラメータである α や t_0 を変えることで、任意の分析が可能となる利点もある。たたみ込み演算は、一種のフィルタリングとして機能するため、例えば、 α を大きくした裾幅の大きいガウス型関数を用いると、たたみ込み演算の結果、より滑らかな相互相関波形が得られ筋活動を二値的に粗視化することができる。一方、本研究では t_0 をリリース時刻としたが、例えば、最大外旋時とすることで最大外旋時刻から見た筋活動タイミングを明確に定量表示することができる。

一方、相互相関係数の大小は、あくまでも活動波形の類似度である。したがって、パフォーマンスとの関連は明確ではないものの、時間差が小さく、相関が高い場合は、同期的であるだけでなく、それぞれの局面における運動への協働的な貢献であることを示唆しているといえる。また、本研究では言及しなかったが、類似の機能を持つ筋群内の活動分析、同一被験者内の異なる試技間における同一筋部位の活動比較、異なる被験者間における同一筋部位の活動比較などにおいても本手法は

有効であるといえる。しかしながら、相互相関関数は二部位間の活動関係の情報に過ぎず、パフォーマンスの全般にわたって、対象とした部位全ての活動の関係性を述べるものではない。この点において、今後、新たな分析法が期待される。

また、図5、6や表2、3において被験者A、Bの投球における筋活動の違いが明らかであるが、どちらが投球パフォーマンス上、より適切な、より優れた筋活動であるか、あるいはより適切な筋活動が他にあるのかは現時点では明確にできない。優れたパフォーマンスとはどういうことか、そして、それは普遍的なものなのか、あるいは特殊性があるものなのか、これらに関しては将来における大きな検討課題であるといえる。

V ま と め

野球投球動作中の上肢・上肢帯筋活動を分析するために、表面筋電図を計測し、視察による定性的分析に加えて相関分析を行った。表面筋電図は、2名の大学野球選手を被験者として、上肢・上肢帯の16筋25部位から導出した。計測は、8チャンネルのテレメータ式筋電計を用い、4セットに分けて行った。表面筋電図包絡線の視察、および自己相関分析法および相互相関分析を行った結果、筋活動の持続性、タイミングや類似性を定量的に捉えることができた。個々の筋については以下の通りである。

1. 上腕二頭筋、上腕筋は主にストライド期—コッキング期およびフォロースルー期において活動した。これら筋活動は、加速・減速のための準備、補助的な作用と考えられた。
2. 上腕三頭筋は加速期を中心に活動し、肘関節の伸展により投球スピード増大に貢献していると考えられた。
3. 烏口腕筋、大胸筋はコッキングからリリースに向けての肩関節の水平伸展に関与すると考えられた。
4. 三角筋は、リリースにかけて前部、中部、後部という順で活動する傾向にあり、とくに、リリース近辺では後部の活動が主であった。

5. 広背筋は、加速期に集中して活動し、持続時間が短かった。これは、リリース近辺で肩関節の内旋や遠心加速度に抗する働きが主であるためと考えられた。

6. 僧帽筋と前鋸筋は、加速期において同期的に働く例と加速期以前に非同期的に働く例が見られた。これらは、投球中における肩甲骨の動きの制御方法が異なるためと考えられた。

7. 前腕筋群は、活動のピークが他の筋に比してリリース近辺に集中する傾向にあったが、伸筋群の方がより持続的に働く傾向が見られた。

8. これら筋の全体的な活動を見ると、被験者2名のうち、一方はリリースを中心として同期的に働く傾向に、他方は非同期的に働く傾向にあった。

文 献

- Barrentine, S.W., Matsuo, T., Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., and Andrews, J.R. (1998) Kinematic analysis of the wrist and forearm during baseball pitching. *J. Appl. Biomech.*, 14: 24-39.
- Bradley, J.P. and Tibone, J.E. (1991) Electromyographic analysis of muscle action about the shoulder. *Clin. Sports Med.*, 10: 789-805.
- DiGiovine, N.M., Jobe, F.W., Pink, M., and Perry, J. (1992) An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 1: 15-25.
- Feltner, M.E. (1989) Three-dimensional interactions in a two-segment kinetic chain. Part II: Application to the throwing arm in baseball pitching. *Int. J. Sport Biomech.*, 5: 420-450.
- Fleisig, G.S., Barrentine, S.W., Escamilla, R.F., and Andrews, J.R. (1996) Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *Sports Medicine*, 21: 421-437.
- Glousman, R., Jobe, F., Tibone, J., Moynes, D., Antonelli, D., and Perry, J. (1988) Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J. Bone Joint Surg.*, 70A: 220-226.
- Gowan, I.D., Jobe, F.W., Tibone, J.E., Perry, J., and Moynes, D.R. (1987) A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. Professional versus amateur pitchers. *Am. J. Sport Med.*, 15: 586-590.
- Hang, Y. (1983) Little league elbow: A clinical and biomechanical study. *Biomechanics VIII-A*, Human Kinetic Pub. Inc.: Illinois, pp. 70-85.
- 日野幹雄 (1977) スペクトル解析. 朝倉書店: 東京, pp. 25-76.
- 平野裕一・青木秀憲 (1998) 投球速度漸増にともなう投球腕上肢および上肢帯筋の活動の変化. *体育科学*, 26: 11-18.
- Jobe, F.W., Tibone, J.E., Perry, J., and Moynes, D. (1983) An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. A preliminary report. *Am. J. Sport Med.*, 11: 3-5.
- Jobe, F.W., Moynes, D.R., Tibone, J.E., and Perry, J. (1984) An EMG analysis of the shoulder in pitching. A second report. *Am. J. Sport Med.*, 12: 218-220.
- 風井詔恭・熊本水頼・岡本 勉・山下謙智・後藤幸弘・丸山宣武 (1976) 野球の投動作 (オーバーハンドスロー) における上肢・上肢帯筋群の作用機序. *体育学研究*, 21: 137-144.
- Matsuo, T., Matsumoto, T., Mochizuki, Y., Takada, Y., and Saitou, K. (2002) Optimal shoulder abduction angles during baseball pitching from maximal wrist velocity and minimal kinetics viewpoints. *J. Appl. Biomech.*, 18: 306-320.
- 宮西智久・藤井範久・阿江通良・功力靖雄・岡田守彦 (1996) 野球の投球動作におけるボール速度に対する体幹および投球腕の貢献度に関する3次元的研究. *体育学研究*, 41: 23-37.
- 大村皓一 (2001) メジャーリーグVS. 日本野球. 講談社現代新書: 東京, pp. 58-75.
- Saitou, K., Masuda, T., Michikami, D., Kojima, R., and Okada, M. (2000) Innervation zones of the upper and lower limb muscles estimated by using multi-channel surface EMG. *J. Human Ergol.*, 29: 35-52.
- 斎藤健治・仰木裕嗣・市川 浩・井上伸一・松尾知之・足立和隆・宮地 力・高井省三 (2001a) 投球スピード漸増および球種の違いによる上肢筋活動の変化. *筑波大学体育科学系紀要*, 24: 79-88.
- 斎藤健治・仰木裕嗣・市川 浩・山岸正克・宮地

- 力・高井省三（2001b）投球時に手首で測定した加速度波形のパターン分類. いばらき健康・スポーツ科学, 19 : 13-26.
- 斎藤健治・仰木裕嗣・井上伸一・市川 浩・山岸正克・宮地 力・高井省三（2002）手首で計測した加速度による投球スピードの推定. 体育学研究, 47 : 41-51.
- Sakurai, S., Ikegami, Y., Okamoto, A., Yabe, K., and Toyoshima, S. (1993) A three-dimensional cinematographic analysis of upper limb movement during fastball and curveball baseball pitches. J Appl. Biomech., 9: 47-65.
- Sisto, D.J., Jobe, F.W., Moynes, D.R., and Antonelli, D.J. (1987) An electromyographic analysis of the elbow in pitching. Am. J. Sport Med., 15: 260-263.
- 高橋佳三・阿江通良・藤井範久・島田一志・尾崎哲郎（2000）野球のピッチングにおける手および指の動きとボール速度増加の関係. バイオメカニクス研究, 4 : 116-124.
- 豊島進太郎・松井秀治・宮下充正（1971）投球動作における上肢筋の筋電図学的研究. 体育学研究, 15 : 103-109.
- Werner, S.L., Fleisig, G.S., Dillman, C.J., and Andrews, J.R. (1993) Biomechanics of the elbow during baseball pitching. J. Orthop. Sport. Phys. Therapy, 17: 274-278.
- 山田致知・萬年 甫（1985）実習解剖学. 南江堂：東京.

（平成17年 6 月24日受付）
（平成17年11月19日受理）