

平成 16 年度

順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科

修士論文

トラック用（競輪）自転車における筋力発揮様式と
動作解析

スポーツ健康科学専攻：スポーツ科学領域

31001 岩田 学

論文指導教員 桜庭 景植 教授

合格年月日 平成 17 年 3 月 3 日

論文審査委員

主査

桜庭 景植

副査

伊藤 政男

副査

形本 静夫

目次

	頁
第1章 緒言	1
第2章 関連文献の考証	4
第1節 自転車ペダリング運動における筋電図学的解析	4
第2節 ペダリング運動における自転車走行技術	7
第3章 本研究の目的	12
第4章 計測方法	13
第1節 被験者	13
第2節 ペダリング運動による計測	13
(1) 自転車	13
(2) 計測方法	14
第3節 筋電図計測	15
(1) 被検筋	15
(2) 筋電図の導出と記録	15
第4節 クランク角度	16
第5節 関節角度	16
第6節 評価方法	17

第7節	計測期間および環境条件	17
第8節	統計処理	17
第5章	結果	18
第1節	最大トルクおよび最大速度	18
(1)	競技能力による比較	18
(2)	走行方法による比較	18
第2節	ペダル上下力	19
(1)	ペダリングポイントによる比較	19
(2)	競技能力による比較	19
第3節	関節角度	20
第4節	IEMG(積分筋電図)からみた筋活動	21
(1)	踏み込み・引き上げ局面の分類	21
(2)	クランク角度ごとの分類	21
第6章	考察	24
第1節	最大トルクおよび最大速度	24
第2節	ペダル上下力	24
(1)	ペダリングポイントによる影響	25
(2)	競技能力による影響	25

第3節	関節角度	27
第4節	IEMG(積分筋電図)からみた筋活動	28
(1)	踏み込みおよび引き上げ局面の分類	29
(2)	クランク角度ごとの分類	30
第7章	結論	34
第8章	要約	35
謝辞		37
引用文献		38
欧文要約		41
表1、図1-25		

第1章 緒言

自転車競技、特に競輪は日本で発祥した競技であるにも関わらず、近年、国際的にトップクラスの選手があまり誕生していなかった。競輪は競技スポーツというよりも興行スポーツとしての色合いが強かったが、2004年アテネオリンピック自転車競技のチームスプリントにおいて、日本チームが銀メダル獲得という優秀な成績をおさめたことにより、競技スポーツとしての自転車競技への関心が高まりつつある。

日本人選手と欧米人選手の競技能力を比較すると、身体特性の差が大きく関与していると考えられる。この差を克服するために、効率の良い走行フォーム、最良の筋力を発揮するポイントを意識したペダリングの検討が必要である。しかし、自転車ペダリングは一種の拘束運動であり、少なくとも身体の一部がマシンの構造によってあらかじめ規定されている経路に従って動くという、他のスポーツ運動にはみられない独自性を有している。また、実際に自転車走行にかかわる力は、クランク部に伝えられた力だけであり、脚によりクランクに対し回転の接線方向に加えられた力が自転車を推進させる原動力となる。このように、自転車ペダリングは他のスポーツ種目と類似する点が少なく、運動の解析や研究が難しい種目であることから、これまでに自転車競技におけるペダリングに関しては、大きく分類するとペダリング運動における筋電図学的解析^{2) 3) 7) 10) 12) 13) 15) 17) 18) 20) 25) 26) 29) 30) 31) 33) 35)}と自転車走行技術に関する研究^{7) 8) 14) 18) 28) 32) 34) 36)}が代表的であった。しかし、競技能力を評価するにあたりいずれも測定項目が少ない解析であり、動作解析、筋力特性および競技能力をそれぞれ単独で検討した報告^{7) 8) 10) 13) 15) 17) 20) 26) 28) 30) 31) 33) 35)}が多い。

自転車ペダリング時の下肢の筋活動量において、ペダリングスピードの増加は単関節筋の筋活動量を変化させなかったが、二関節筋の筋活動量の有意な低下を生じさせる²²⁾。つまり、ペダリング中には下肢をはじめとする多数の筋が活動し、トルクやスピードが増加することにより筋活動は変化し、多くの筋が複雑な関係を持つ。さらに、高負荷での自転車ペダリングトレーニングは、トレーニング効果の特異性の面からも自転車競技選手にとって適したトレーニング形態と考えられ、膝関節周囲筋筋力の向上に影響を与えることは明らかである¹⁸⁾。したがって、競技能力と下肢の筋力だけでは単純な関係が得られないと考えられる。しかし、下肢筋力は自転車ペダリングにおいて重要であるにもかかわらず、自転車競技において下肢の筋活動と競技能力との関係を検討している研究は少ない。

これまでに、自転車競技のアスリートから、競技用自転車乗車経験のない人まで、幅広い人を対象に自転車エルゴメーターを用いた研究がなされてきた^{11) 13) 17) 18) 22) 23) 26) 29) 32) 34)}。市橋ら¹⁷⁾は、自転車エルゴメーターを用いた筋力トレーニングが下肢筋に与える影響を検討し、負荷・回転数を増加すると筋活動量は増加し、自転車ペダリングトレーニングが筋力トレーニングとして有用であると報告している。さらに、ペダリング中には下肢の大多数の筋が活動し、負荷や回転数を増加することにより筋活動は増加する¹⁸⁾とされていることから、高負荷での自転車ペダリングトレーニングは、膝関節周囲筋筋力の筋機能の向上に影響を与えることは明らかである。また、Borisら⁶⁾は趣味の一環として競技用自転車に乗車している人を対象に、自転車エルゴメーターを用いて自転車ペダルの踏み込みと引き上げの二つの技術による筋電図を分析したところ、筋活動と関節動作間には時間的なずれがあり、また引き上げで筋活動量が多いと予測されていた腓腹筋は比較的踏み込み

のほうが高かったとしている。しかし、自転車エルゴメーターを用いたトレーニング効果に関する報告では、持続的な自転車ペダリングトレーニング効果に関するものが多い^{3) 18) 19) 20)}。一般に自転車エルゴメーターでのトレーニングは低負荷・長時間での持続的トレーニングとして用いられることが多く、自転車競技のアスリートが用いる競技用自転車またはそれに準ずる自転車を用いた、高負荷・短時間でのペダリングに対して下肢筋の筋活動や関節角度、走行フォームについて検討をした報告はほとんどみられない。また、これまでの研究^{14) 17)}では設定回転数に達してからの何分間、何回転といった速度、回転が定常状態の区間を対象としたものが多く、速度、回転が上がる過程のダッシュ時に注目した検討は行われていない。

以上のことから、ダッシュ時に注目して自転車ペダリング中の下肢の筋活動、関節角度およびペダル上下力を解析し、走行方法や競技能力の相違による差を明らかにすることで、科学的根拠を基盤としたペダリング走行技術を向上させる理論的な研究は、自転車競技能力の向上のために必要であると考えられる。

第2章 関連文献の考証

関連文献考証の前半では、ペダリング運動を対象とした研究で最も多く報告されている筋電図学的解析について、後半ではペダリング運動におけるペダル踏力や運動の力学的解析といった自転車走行技術を対象とした研究を中心に考証を行う。

第1節 ペダリング運動における筋電図学的解析

自転車運動の技術を理論的に解明しようと、Houtz ら¹⁵⁾が行った、自転車エルゴメータを用いて低速度でのペダリングにおける筋活動と関節角度の研究が出発点となり、非常に多くのペダリング動作に関する筋電図学的研究^{2) 3) 7) 10) 12) 13) 15) 17) 18) 20) 25) 26) 29) 30) 31) 33) 35)}が行われている。しかし、これらの研究において用いられている自転車は、競輪で用いられる競技用自転車とは異なる、直結式ではない自転車（以下、非競技用自転車と記す）を用いたもの^{7) 11) 17) 18) 22) 23) 26) 28) 29) 33)}が多い。また、競技用自転車を用いて行われた研究^{9) 13) 20) 38)}は非常に少なく、これまでに実際の競技で用いられる直結式の競技用自転車に注目して検討した研究はみあたらない。

ペダリング時の下肢の筋活動に注目した研究として、形本²³⁾は、大腿の筋のうち大腿直筋と大腿二頭筋長頭は、それぞれ膝関節の伸展と屈曲の主動筋として重要な役割を果たしているほか、股関節の屈曲あるいは伸展に関わる二関節筋であり、大腿に存在する単関節筋とは機能を異にしており、ペダリングに際してペダルを踏み込むためには股関節と膝関節の伸展が必要であるが、大腿直筋および大腿二頭筋長頭の起始と停止を考慮すると、

大腿直筋の収縮は膝関節の伸展に対しては促進的に作用するが、股関節の伸展に対しては抑制的に作用すると報告している。

これまでに、自転車ペダリング中の筋活動を筋電図によって検討した研究は数多くあり、中でもペダリング 1 サイクルのクランク角度と筋電図の結果を同期させて、各筋がどの角度でどのように筋放電しているかを詳細に分析した研究がみられる。

Jorge ら²⁰⁾ は競技用自転車乗車経験のある 6 名を対象として、ギア比やシート高などを変化させる 5 通りの方法で、ペダリング運動中における下肢の筋電図を測定した。ペダリング 1 サイクル中のクランク角度を 36 度ごとに分類し、各 10 局面での筋放電量を検討した結果、それぞれ 5 通りの条件で各局面の筋放電に違いがみられたと報告している。さらに、Gregor ら¹³⁾ は 10 名の自転車競技選手を対象として、ペダリング運動中における下肢の 8 つの筋の筋電図を測定し、ペダリング 1 サイクル中のクランク角度を 36 度ごとに分類して、10 局面で局面ごとの筋放電を比較検討した結果、それぞれの筋がある局面で選択的に活動していると報告している。

これらの研究から、ペダリング運動においては、特異的な筋活動が存在すること、またペダリング 1 サイクル中で筋の活動範囲がそれぞれ違うことから、ペダリング 1 サイクル全体を対象とするのではなく、より詳細に分析するために、ペダリング 1 サイクル中で分析区間を何通りかに分類して検討する必要があると考えられる。

Desipres ら⁹⁾ は、競技用自転車乗車経験のある 3 名を対象に、4 通りのサドル高における下肢筋の筋活動を検討した結果、サドル高の高い方が 1 ペダルサイクル中の筋放電量が高く、1 サイクル中の筋活動範囲も筋によって異なると報告している。

木越ら²⁵⁾は、姿勢の変化が筋活動におよぼす影響を明らかにするために筋電図学的解析を行った。男性 10 名を対象に、全力自転車ペダリング運動時の異なるシート高による座位姿勢変化が筋活動および最大パワーに及ぼす影響を検討した結果、大腿二頭筋の積分筋電位において、低いシート高より高いシート高の方が有意に高値を示したことや、ペダリング運動 3 回転における最大パワーでも、低いシート高より高いシート高の方が有意に高値を示したことから、股関節伸展筋群が最大パワーの向上に大きな影響を及ぼす可能性が示唆されると報告している。言いかえると、シート高を高く設定することによって、股関節伸展筋群優位のペダリング運動に移行していく可能性が示唆される。

このように、運動姿勢の変化により、筋長や筋が発揮する力、活動するタイミングが異なることは、ペダリング運動における関節可動域と筋力発揮の指標となる筋放電量を比較検討することにより、最高の筋力を発揮するのに有効な関節角度を明らかにすることに有用である。言い換えれば、競技能力を向上させるために最良な関節角度の指標を示すことができる可能性が考えられる。

自転車ペダリングを対象とした研究では、非競技用自転車エルゴメーターを用いた研究が多く行われている^{7) 11) 17) 18) 22) 23) 26) 28) 29) 33)}。選手やコーチからは、自転車エルゴメーターと競技用自転車によるペダリング動作に、感覚的違いがあることが報告されているとして、形本ら²²⁾は、自転車エルゴメーターと競技用自転車によるペダリング運動における筋活動の違いを比較検討し、自転車エルゴメーターの方が、外側広筋や上肢の筋活動量が高かったと報告している。このように、2 種類の自転車におけるペダリングにおいて同様の筋活動量が得られなかったことから、非競技用自転車を用いることは、実際の競技で走

行に用いられる自転車と同様の結果が得られるとは考えにくい。シミュレーターも自転車エルゴメーターに変わらないが、大きく異なる点は本来の競技用自転車と同様の直結式という特徴を持っている。そのため、本来の競技用自転車の限りなく近いシミュレーターを用いることが競技レベルを対象とした研究には必要であり、被験者の安全を考慮したうえで正確な結果が得られるものと考えられる。

自転車ペダリングを対象とした研究は 1959 年より行われているが、その中でも多くはペダリング中の筋活動に注目して、筋電図学的解析を行っている。しかし、自転車を競技スポーツとしてあつかった研究は少ない。したがって、競技用として使用されている、またはそれに準じた自転車を用い、力やパワーの発揮が最も必要となるダッシュ時の筋活動や他の要素とを複合的に検討することが、競技能力の向上につながると考えられる。

第2節 ペダリング運動における自転車走行技術

自転車ペダリングにおいて、発揮した力は自転車を介して外的な仕事量に変換される。それゆえ、いくら大きな力が発揮できても、それがうまく自転車に伝達されなければ高い競技力は得られない。また、ペダリングは繰り返しの運動であるため、わずかでも力が上手く伝達しなければ、長時間の運動では大きなエネルギーを消費することになる²⁹⁾と報告されている。

形本²⁴⁾によると自転車走行運動の中心になる「こぐ」という動作、すなわちペダリングは、一種の拘束運動であり、少なくとも身体の一部がマシンの構造によってあらかじめ規定されている経路に従って動く。そして、このように他のスポーツ運動にはみられない

独自性を有しており、実際に自転車を走らせるのに働く力は、クランク部に伝えられた力だけであると報告している。したがって、人間と自転車との接点であり、脚よりクランクに対し垂直に加えられた力が、自転車を推進させる。原動力になるペダル、クランクに対していかにうまく力を伝えることができるか、また、いかに効率よく・タイミングよく力を発揮するかといった自転車走行技術の向上が必要とされる。

これまで、自転車走行技術に関する研究はペダル踏力の検討^{13) 14) 28) 34)}、下肢動作の運動力学的研究¹⁶⁾、自転車のサドル高の変化による速度やトルクの関係^{33) 35)}、自転車を用いたトレーニングに関する研究¹⁸⁾など様々な研究が行われている。

ペダリング運動において、ペダルに対していかにうまく力を伝えることができるかに自転車走行の技術は集約されるとして、ペダル踏力がクランクを回すために有効に使われる力の割合を示す指標になると提案され、自転車走行の技術評価として用いられている^{2) 32)}。

Davis ら⁸⁾は、ペダルの負荷を正確に測定するために、実際の自転車走行を想定してローラーを用いた自転車走行を行い、運動力学的分析を行ったところ、cleated shoes（ペダルに足を固定できる競技用シューズ）を用いると、引き上げの局面でより大きい屈筋群の筋活動がみられたため、負荷を分配して疲労を遅らせ、大腿四頭筋への最大負荷を軽減することができることを報告している。これにより、ペダルの踏力を評価する上で、ペダルに足が固定されていなければ引き上げ局面でのペダルの力を評価することはできず、さらに実際の自転車競技では cleated shoes が用いられていることから、競技レベルの自転車ペダリング運動の検討を行うには、ペダルに足が固定される cleated shoes を用いることが、正確にペダルに加わる力を測定するために必要な条件であると考えられる。

また、村岡ら²⁹⁾は上記のような指標をもとに、自転車走行の技術評価の可能性を自転車競技選手と一般健康成人の2群を対象に非競技用の自転車エルゴメーターを用いて比較検討したところ、2群間にペダル踏力のピーク値で有意な差がみられたと報告している。この理由として、引き上げ局面において脚はそれ自体の重さや回転による慣性のため、クランク回転とは逆向きの力をペダルに及ぼしていることから、ペダル踏力およびそれに対する引き上げ局面での足の踏力の減少は、ペダリング技術としてとらえることができると述べている。以上のことから自転車ペダリングにおける各局面でのペダル踏力を評価することは、自転車走行の技術を評価する指標となり得ると考えられる。

ペダリング運動中の運動力学的研究として、Hullら¹⁶⁾は身体特性の同じ男性3名に対して、自転車ペダリング中の下肢動作を運動力学的に解析する方法としてペダル踏力や脚の8つの筋、クランクやペダルの角度から股、膝、足関節の動作を評価する新しい方法を検討している。関節の動きは、足関節の角度を保つために腓腹筋が活動しており、クランク角度 200° 以上の足関節伸展位で最大に活動する。また前脛骨筋は運動構造上足関節の屈曲をコントロールし、クランク角度 300° の足関節屈曲位で最大に活動する。さらに、股関節の動きは大腿部の慣性に依存すると報告している。この結果では、ペダリング中の関節動作を関節角度と脚筋の筋活動から評価しているが、ペダリング一回転を詳細に分類して検討しておらず、より詳細な分析を行うには、ペダリング一回転の中でも、踏み込み局面と引き上げ局面ではどのような差がみられるのか、さらに角度を細かく分割して分析すれば、角度ごとの特徴などがより明確になると考えられる。

一方、Nordeenら³³⁾は女性10名を対象に自転車のシート高を3種類に変化させたとき

の下肢動作について検討している。動作パターンとしては、股関節の関節可動域にシート高の変化による差異はなく、上死点（0・360度）と下死点（180度）を境界として変化した。膝関節ではシート高の変化により69～82.9度の変化がみられ、足関節ではシート高の変化により下死点での伸展位が10%有意に増加したことから、シート高を変化させると、膝関節と足関節の伸展で関節可動域が増加すると報告している。この結果より、様々なシート高による腰部の位置の変化が関節角度を変化させることがわかる。関節角度が変化するということは、筋長も同時に変化するということを示しており、ペダリング中の腰部の位置によって筋パワーの発揮や各局面での活動する筋の違いなどが生じると考えられる。そのため、実際の自転車競技中の走行方法として用いられる、立ちこぎ（Dancing：以下、DAと記す）と座りこぎ（Sitting：以下、SIと記す）による腰部の位置変化はシート高の変化よりも、関節角度は変化する範囲が大きいため、実際の自転車競技を対象とした研究において走行方法の違いによる関節角度の変化を検討することは、自転車走行技術を評価する上で非常に重要であると考えられる。

市橋ら¹⁸⁾は、自転車を用いたトレーニングについて検討した結果、ペダリング中には下肢の大多数の筋が活動し、負荷や回転数を増加することにより筋活動は増加すると報告している。高負荷でのペダリングトレーニングは、膝関節周囲筋筋力の筋機能の向上に影響を与えることは明らかであるが、自転車エルゴメーターを用いたトレーニング効果に関する報告では、持続的トレーニング効果に関するものが多い^{3) 9) 18) 19)}。これは一般に、自転車エルゴメーターでのトレーニングは低負荷・長時間での持続的トレーニングとして用いられることが多いためであり、高負荷・短時間でのスプリントトレーニングとしての効

果を筋力や筋活動、発揮パワーの面から検討した報告はほとんどみられない。また形本ら²²⁾は、ペダリング動作が行われる自転車エルゴメーターを用いたトレーニングは、トレーニング効果の特異性の面からも自転車競技選手にとって適したトレーニング形態と考えられると報告している。また、山川³⁸⁾が自転車競技選手を対象としてスピード維持能力が競技能力向上の要因であると報告している。しかし、自転車競技専門のトレーニングを受けている選手を対象として下肢の筋活動と競技能力との関係を検討している研究は少ない。また、自転車競技の専門的なトレーニングを受けているアスリートと、一般人との比較を行った研究についてもあまりみられない。

以上のように、自転車競技用のアスリートが用いる競技用自転車またはそれに準ずる自転車を用いた、高負荷・短時間でのペダリング運動に対して筋力や筋放電量、走行フォームについて検討した報告はほとんどみられない。そしていずれも少ない測定項目の解析で、動作解析や筋力特性、競技能力をそれぞれ単独で報告した研究が大半であり、これらを複合的に検討・解析した研究はみられない。

よって、自転車競技能力の向上のために、自転車ペダリング中の下肢筋の筋活動、関節角度およびペダル踏力を複合的に解析し、走行方法や競技能力の違いによる差を明らかにすることで、科学的根拠を基盤としたペダリング走行技術を向上させる理論的な研究が必要とされる。

第3章 本研究の目的

自転車競技選手および一般健康成人を対象として、競技用自転車をシミュレートした自転車エルゴメーターを用い、最大トルク、最大速度、ペダル上下力、関節角度および積分筋電図を測定し、これらの変化を走行方法や競技能力の違いにより明らかにする。さらに、ダッシュ時における下肢の筋活動の変化を筋電図学的特徴から明らかにすることを本研究の目的とした。

第4章 計測方法

第1節 被験者

日本競輪学校に在籍する第89・90期学生10名（以下、選手群と記す）と、過去に運動経験のある一般健康成人男性4名（以下、対照群と記す）を対象とした。競輪学校で行われた能力測定の結果より最高速度を競技能力として評価し、選手群の中でも競技能力の高い上位5名をA群、下位5名をB群、対照群をC群と競技能力別に3群に分類した。被験者には計測に先立ち、研究の目的や内容、計測方法について十分に説明を行い被験者として実験参加の同意を得た。また、被験者の年齢、身長、体重は、それぞれ 22 ± 3 歳、 173.3 ± 6.0 cm、 71.4 ± 5.6 kg（平均±標準偏差）であった。また、群別に分類したものを表1に示した。

被験者のうち対照群は、自転車競技以外のスポーツを過去に経験しているが競技用自転車の乗車経験がなく、一方選手群は自転車競技の専門的なトレーニングを日常的に行っていた。

なお、本研究は順天堂大学大学院スポーツ健康科学研究科倫理委員会の承認を得た。

第2節 ペダリング運動による計測

(1) 自転車

計測のためのペダリングは、今仙技術研究所製の自転車台走行試験装置（以下、シミュレーターと記す：図1）を用いた。シミュレーターは、走行中の空気抵抗も再現できる日本唯一の競技用自転車をシミュレートした自転車エルゴメーターである。

(2) 計測方法

各被験者は toe clips and cleated shoes (自転車競技用の靴で、靴底のつま先側に滑り止めがついており、ベルトでペダルに足を固定できるシューズ) を着用した。筋電図計測のため皮膚前処理を十分に行った後、皮膚に表面電極を添付した。また動作解析のため、身体各部位 9 ヶ所 (足先・外果・腓骨頭・大転子・上前腸骨棘・肩峰・肘頭・尺骨小頭・耳珠点) にマーカーを添付し (図 1)、シミュレーターに乗車してサドル位置およびハンドルの高さ・前後などのフレームサイズを被験者の感覚に合わせて調節した。その後、シューズをペダルにベルト固定し計測を行った。自転車走行中の被験者を身体左側側面からデジタルビデオカメラで撮影した。なお、被験者には計測前に十分なウォームアップ・ストレッチを行うよう指示し、傷害が発生しないよう考慮するとともに、計測時に正確な結果が得られるよう、最も計測条件に近い状態になるよう自転車エルゴメーターを用いたウォームアップを含むよう説明した。

計測条件は、体重相当の負荷で、サドルから臀部が離れる立ちこぎ (Dancing : 以下、DA と記す) とサドルに座ったままの座りこぎ (Sitting : 以下、SI と記す) の 2 種類の走行フォーム (図 2) で 30 秒間のペダリング運動を行った。走行速度は、周回レベルの 20km/h からスタートし約 10 秒後に中程度の 40km/h に速度を上げ、さらに 10 秒後には最大努力での全力疾走 (60km/h 前後) へと段階的に速度を上げるよう口頭で指示した。走行速度は被験者自身が試験装置の前面にセットされたデジタル式回転速度表示パネルをみて、確認した。走行方法は DA と SI の計測順序を無作為に選択し、2 回の計測を行った。後軸トルク、速度、クランク回転数および左右ペダル上下力を計測し、ダッシュ時におけ

る最大トルクおよび最大速度を算出した。また、疲労に対する影響を考慮するために被験者には計測間に十分な休息を取らせ、被験者の身体的・精神的苦痛を考慮し、被験者自身が次の計測を行えると判断した時点で次の計測を行った。

第3節 筋電図計測

(1) 被検筋

被験者の身体右側の大腿直筋 (Rectus Femoris : 以下、RF と記す)、大腿二頭筋長頭 (Biceps Femoris : 以下、BF と記す)、前脛骨筋 (Tibialis Anterior : 以下、TA と記す)、腓腹筋外側頭 (Gastrocnemius : 以下、GAS と記す) の下肢四筋 (図3) について筋電図計測を行った。

(2) 筋電図の導出と記録

筋電図の記録は表面電極法を用いて行った。あらかじめ電極添付位置の皮膚上を皮膚前処理剤 (スキンピュアー : 日本光電社製) とアルコールで清掃した後に表面電極 (導出部直径 15mm、電極間距離 19.1mm の小型デュアル電極 EM-272 : NORAXON 社製) を添付した。電極添付位置は、「筋電図のための解剖ガイド 四肢・体幹¹⁾」を参考に添付位置を決定し、筋腹上の長軸方向に添付し、表面双極導出法により導出した。筋電図測定には筋電図解析装置 Myosystem1200 (NRAXON 社製) を用い、筋電図信号は USB A/D 変換器を介してパーソナルコンピューター (INSPIRON5100 : DELL 社製) に取り込んだ。その後、筋放電量指標としての積分値を得るため、積分筋電値 (Integrated Electromyogram : 以下、IEMG と記す) を算出した (図4)。なお、筋電図のサンプリン

グ周波数は 1000Hz とし、筋電図の積分値は、単位時間あたりの積分値 ($\mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$) として算出した。

筋電図は、全力疾走開始時をダッシュポイント (Dash Point : 以下、DP と記す) とし、DP から 5 秒前をダッシュ前 (Before Dash Point : 以下、BDP と記す)、DP から 5 秒後をダッシュ後 (After Dash Point : 以下、ADP と記す) として 3 ポイントを決定した。各ポイントから 5 回転のペダリング動作を分析対象区間とし、それぞれの区間で平均した値を分析に用いた (図 5)。

第 4 節 クランク角度

まず、ペダリングの映像と筋電図のデータを同期させ、ペダリング中における筋活動の解析をするためにクランク角度を算出した。算出方法は①自転車台走行試験装置のクランクの中心と②クランクとペダルの重なる点、③定点の 3 点にマーカーを添付 (図 6) し、自転車走行中の被験者を身体左側側面からデジタルビデオカメラ (DSR-PDX10, SONY 社製) で撮影した。その映像を動作解析ソフト Frame DIAS II (DKH 社製) を用いてクランク角度を算出した。

第 5 節 関節角度

ペダリング運動中の関節角度を算出するために身体各部位 9 ヶ所 (足先・外果・腓骨頭・大転子・上前腸骨棘・肩峰・肘頭・尺骨小頭・耳珠点) にマーカーを添付 (図 1) し、動作解析ソフト Frame DIAS II を用いて関節角度の角度定義を行ない、ペダリング運動中の

足関節・膝関節・股関節の関節について角度を算出した。

第6節 評価方法

シミュレーター・関節角度・表面筋電図の3つのデータはそれぞれ400Hz・30Hz・1000Hzであるため、筋電図の1000Hzと同周波数となるよう補間処理し同期させた。

クランク角度0度(360度)を上死点、180度を下死点とし、30度ごとに12分割させた区間ごとに4カ所の筋における単位時間あたりの積分筋電図(以下、Integrated Electromyogram : IEMG と記す)を算出した。

第7節 計測期間および計測場所

自転車走行能力および筋電図の計測は、2003年12月から2004年8月にかけて日本競輪学校体力機能測定室で行った。

第8節 統計処理

筋電図・関節角度およびペダル力の各分析項目について、平均値および標準偏差(平均±標準偏差)を算出した。各測定項目の平均値についてA・B・C群の3群間で一元配置分散分析を行い、有意差が得られた項目に関しては、Sceffeの方法を用いて多重比較検定を行った。また、走行方法およびペダリングポイントの相違については対応のないt検定を行った。なお、本研究では、統計処理の有意性を危険率5%未満で判定した。

第5章 結果

第1節 最大トルクおよび最大速度

3点のペダリングポイントのうち、トルクおよび速度で最大値が得られたDPのデータを対象に競技能力および走行方法による相違を比較検討した。

(1) 競技能力による比較

最大トルク・速度の測定結果を図7~9に示した。

最大トルクは、A群 54.73 ± 5.18 Nm、B群 47.77 ± 6.51 Nm、C群 36.99 ± 5.03 Nmであった。群間比較では、B群と比較してA群 ($p < 0.01$)、C群と比較してB群 ($p < 0.01$) およびC群と比較してA群 ($p < 0.001$) で、統計的に有意に高値を示した(図7)。

最大速度は、A群 62.66 ± 1.41 km/h、B群 58.38 ± 2.86 km/h、C群 52.23 ± 3.03 km/hであった。群間比較では、B群と比較してA群 ($p < 0.01$)、C群と比較してB群 ($p < 0.001$) およびC群と比較してA群 ($p < 0.001$) で、有意に高値を示した(図7)。

(2) 走行方法による比較

選手群における最大トルクは、DA 55.15 ± 5.07 Nm、SI 47.35 ± 6.05 Nm、対照群における最大トルクはDA 38.25 ± 5.39 Nm、SI 35.73 ± 5.07 Nm、であった。走行方法による比較では、選手群 ($p < 0.001$) および対照群 ($p < 0.05$) においてSIと比較してDAで有意に高値を示した(図8)。

選手群における最大速度は、DA 61.46 ± 3.14 km/h、SI 59.58 ± 2.91 km/h、対照群における最大速度は、DA 52.90 ± 3.47 km/h、SI 51.55 ± 2.86 km/hであった。走行方法によ

る比較では、選手群 ($p < 0.001$) および対照群 ($p < 0.05$) において SI と比較して DA で有意に高値を示した (図 9)。

第2節 ペダル上下力

シミュレーターで 30 秒間ペダリングを行ったときの測定値から、ペダルを踏む時の力をプラス、引き上げるときの力をマイナスとしてペダルの上下力を得た。左右のペダル上下力の測定結果を図 10, 11 に示した。

(1) ペダリングポイントによる比較

右脚踏み込み時のペダル上下力は DP 674.14 ± 135.04 Nm、ADP 399.84 ± 131.22 Nm であった。また、左脚踏み込み時のペダル上下力は DP 793.51 ± 164.35 Nm、ADP 498.33 ± 116.13 Nm であった。ペダリングポイントによる比較では、右脚踏み込み時および左脚踏み込み時におけるペダル上下力において ADP と比較して DP で有意に高値を示した ($p < 0.001$) (図 10)。

(2) 競技能力による比較

左脚引き上げ時のペダル上下力は A 群 -87.12 ± 61.54 Nm、B 群 -78.99 ± 76.54 Nm、C 群 85.95 ± 69.97 Nm であった。また、右脚引き上げ時のペダル上下力は A 群 -76.44 ± 73.21 Nm、B 群 -26.46 ± 64.58 Nm、C 群 55.57 ± 67.23 Nm であった。競技能力による比較では、左脚引き上げ時のペダル上下力において C 群と比較して A 群および C 群と比較して B 群で有意に低値を示した ($p < 0.001$)。また右脚引き上げ時のペダル上下力において C 群と比較して A 群で有意に低値を示した ($p < 0.01$) (図 11)。

第3節 関節角度

股・膝・足関節の関節角度データは、ビデオ撮影による自転車ペダリング時の映像から、Frame DIAS II を用いて算出した。関節角度の測定結果を図 12,13 に示した。

踏み込み局面における選手群の股関節角度は、DA 72.92 ± 12.44 度、SI 80.87 ± 17.40 度、対照群の股関節角度は、DA 73.66 ± 20.50 度、SI 88.00 ± 13.30 度であった。選手群の膝関節角度は、DA 64.15 ± 10.06 度、SI 59.91 ± 8.29 度、対照群の膝関節角度は、DA 55.70 ± 24.34 度、SI 71.64 ± 13.82 度であった。選手群の足関節角度は、DA 3.27 ± 6.70 度、SI 4.39 ± 8.11 度、対照群の足関節角度は、DA 0.18 ± 8.74 度、SI 7.86 ± 8.46 度であった。

選手群における走行方法の比較では、膝・足関節では統計的に有意差はみられなかった。しかし、股関節では SI と比較して DA で有意に高値を示した ($p < 0.05$)。対照群における走行方法の比較では、3つの関節角度では統計的に有意差はみられなかった。(図 12)

引き上げ局面における選手群の股関節角度は、DA 58.56 ± 13.20 度、SI 75.30 ± 14.49 度、対照群の股関節角度は、DA 72.16 ± 5.36 度、SI 87.96 ± 11.27 度であった。選手群の膝関節角度は、DA 74.50 ± 16.59 度、SI 84.96 ± 8.14 度、対照群の膝関節角度は、DA 76.83 ± 6.62 度、SI 93.16 ± 9.36 度であった。選手群の足関節角度は、DA -25.12 ± 5.10 度、SI -11.98 ± 10.61 度、対照群の足関節角度は、DA -24.52 ± 5.44 度、SI -23.47 ± 4.64 度であった。

選手群における走行方法の比較では、3つの関節角度すべてにおいて SI と比較して DA で有意に高値を示した (股： $p < 0.001$ 、膝： $p < 0.05$ 、足： $p < 0.01$)。対照群における走

行方法の比較では、3つの関節角度に統計的に有意差はみられなかった。(図 13)

第4節 IEMG からみた筋活動

(1) 踏み込み・引き上げ局面の分類

踏み込み・引き上げ局面における IEMG を図 14,15 に示した。

踏み込み局面における TA の IEMG は、A 群 $143.03 \pm 88.12 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、B 群 $119.60 \pm 76.92 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、C 群 $68.14 \pm 33.64 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ であった。また、GAS の IEMG では、A 群 $516.78 \pm 189.47 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、B 群 $435.67 \pm 126.70 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、C 群 $284.51 \pm 93.16 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ であった。踏み込み局面では TA の C 群と比較して A 群 ($p < 0.05$)、また、GAS の C 群と比較して A 群 ($p < 0.001$) および C 群と比較して B 群 ($p < 0.05$) で有意に高値を示した (図 14)。

引き上げ局面における RF の IEMG は、A 群 $231.39 \pm 169.07 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、B 群 $169.13 \pm 145.62 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、C 群 $106.34 \pm 83.53 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ であった。また、TA の IEMG は、A 群 $356.97 \pm 166.37 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、B 群 $262.77 \pm 192.46 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、C 群 $220.42 \pm 126.62 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ であった。引き上げ局面では RF の C 群と比較して A 群で有意に高値を示した ($p < 0.05$)。TA の IEMG では群間での統計的な有意差はみられなかった (図 15)。

(2) クランク角度ごとの分類

各クランク角度区間における IEMG を図 16~19 に示した。

RF の IEMG は、クランク角度 30-60 度では A 群 $394.46 \pm 106.24 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、B 群 $281.48 \pm 137.10 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ 、C 群 $239.11 \pm 95.19 \mu V \cdot \text{sec}/\text{sec}$ であった。RF のクランク角

度 30-60 度では C 群と比較して A 群で有意に高値を示した ($p < 0.05$) (図 16)。

BF の IEMG は、クランク角度 120-150 度では A 群 $320.36 \pm 135.42 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $250.83 \pm 109.99 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $157.07 \pm 86.76 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 150-180 度では、A 群 $257.99 \pm 136.10 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $206.75 \pm 62.01 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $110.40 \pm 33.74 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 180-210 度では、A 群 $184.71 \pm 99.96 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $131.39 \pm 69.53 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $88.66 \pm 29.34 \mu V \cdot sec/sec$ であった。BF のクランク角度 120-150 度では C 群と比較して A 群 ($p < 0.05$)、150-180 度では C 群と比較して A 群 ($p < 0.01$)、180-210 度では C 群と比較して A 群 ($p < 0.01$) で有意に高値を示した (図 17)。

TA の IEMG は、クランク角度 60-90 度では A 群 $131.77 \pm 60.98 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $148.40 \pm 84.15 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $66.41 \pm 30.61 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 90-120 度では、A 群 $121.44 \pm 54.84 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $139.07 \pm 94.30 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $58.52 \pm 22.58 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 120-150 度では、A 群 $128.15 \pm 55.90 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $101.92 \pm 72.21 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $43.93 \pm 29.93 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 150-180 度では、A 群 $254.12 \pm 131.27 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $117.60 \pm 69.32 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $70.82 \pm 92.30 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 180-210 度では、A 群 $309.80 \pm 137.66 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $221.77 \pm 142.05 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $98.60 \pm 113.57 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 210-240 度では、A 群 $350.51 \pm 143.42 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $226.14 \pm 114.36 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $134.81 \pm 165.70 \mu V \cdot sec/sec$ 、クランク角度 240-270 度では、A 群 $381.90 \pm 175.92 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $197.25 \pm 147.01 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $132.43 \pm 145.66 \mu V \cdot sec/sec$ であった。TA のクランク角度 60-90 度では C 群と比較して B 群 ($p < 0.05$)、120-150 度では C 群と比較して A 群 ($p <$

0.05)、150-180 度では B 群と比較して A 群 ($p < 0.05$) および C 群と比較して A 群 ($p < 0.01$)、180-210 度では C 群と比較して A 群 ($p < 0.01$)、210-240 度では C 群と比較して A 群 ($p < 0.05$)、240-270 度では B 群と比較して A 群および C 群と比較して A 群 ($p < 0.05$) で有意に高値を示した。また、90-120 度では群間での統計的な有意差はみられなかった (図 18)。

GAS の IEMG は、クランク角度 90-120 度では、A 群 $551.42 \pm 249.76 \mu V \cdot sec/sec$ 、B 群 $489.74 \pm 183.84 \mu V \cdot sec/sec$ 、C 群 $310.73 \pm 47.98 \mu V \cdot sec/sec$ であった。GAS のクランク角度 90-120 度では C 群と比較して A 群で有意に高値を示した ($p < 0.05$) (図 19)。

第6章 考察

第1節 最大トルクおよび最大速度

競技者は、一般人に比べて低速での膝関節トルクが大きく、高速での股関節トルクが小さい。一方、一般人では速度によるトルクの変化はみられないことから、両群間の走行技術に差がある。この結果から、一般人は低速では常に力んで力を発揮し、競技者よりも遅い回転数で無駄な筋力発揮が生じているが、競技者には無駄な力みは無いと推察している¹⁴⁾。しかし、本研究における競技能力別の3群間の比較では、競技能力の高い群が、他の2群に比べて最大トルクおよび最大速度が有意に高値を示した。これは、競技能力が高い要因の一つとして考えられる。先行研究では、トルクが大きいと無駄な筋力を発揮していると評価しているが、これは持久的なペダリングを対象としているためで、短時間高負荷のペダリングではいかに大きな力を短時間で発揮するかが重要となるため、大きなトルク発揮が必要であると考えられる。

2種類の走行方法における最大トルクおよび最大速度では、選手群および対照群の両群で有意差がみられた。これらが、SI (Sitting) に対して DA (Dancing) で有意に高値を示したことは、発揮したトルクに自体重が加わることで最大トルクおよび最大速度が高くなったと推察される。

第2節 ペダル上下力

ペダリング時において、いかに大きな力をクランク部に伝えることができるかによって、

得られる走行スピードが大きく左右される。したがって、クランク部に伝えられている力の様相を知ることは、ペダリングを理解する上で欠かすことのできない重要な事項である²⁴⁾。ペダル上下力の増加に伴って、膝関節の屈曲や股関節の伸展あるいは足関節の固定に関与する筋の役割が大きく増加する²⁾。したがって、ペダル上下力と筋活動との相互の関係は競技能力に影響を与えていると考えられる。

(1) ペダリングポイントによる影響

DP (Dash Point) では、クランク角速度の変化に対して左右のペダル上下力は時間的にそれほど遅れず最高値に達する (図 20) のに対し、ADP (After Dash Point) では、クランク角速度に対して左右のペダル上下力がかなり遅れて最高値に達しており (図 21)、絶対値も DP と比較して ADP の方が低い。これは、DP では加速するためにペダルに対して踏み込んだり引き上げたりする力を発揮し、十分に伝達されているが、ADP ではすでに速度が高速に達していることから回転に追いつくことができず、発揮した力が十分に伝達されていないと考えられる。また、右脚踏み込み時と左脚引き上げ時では、ADP と比較して DP の方が有意に高値を示している。これより、速度を上げる局面である DP に対して速度を維持する局面である ADP では、ペダルに力を加えるというよりも踏み込み時に引き上げてしまったり、引き上げ時に踏み込んでしまったりといった反対方向のブレーキをかけないように、自転車サイクルの慣性に逆らわないペダリングが要求されると考えられる。

(2) 競技能力による影響

Davis ら⁸⁾ は、ペダリングの技術指導を行った前後で、引き上げ局面のペダルに効率的

に加えられる力は改善されたと報告している。これより、自転車ペダリングトレーニングの経験の有無によって、ペダル上下力が異なるものと考えられる。

本研究の結果では、ペダルに伝わる踏み込み時の力をプラス、引き上げ時の力をマイナスとして考え、クランク角速度が最高時のペダル上下力では、左脚引き上げ時でB群と比較してA群の方が、C群と比較してB群の方が、右脚引き上げ時ではC群と比較してA群の方が有意に高値を示した。A、B群すなわち選手群では、ペダル上下力がブレーキとして働かないように踏み込み時および引き上げ時に、それぞれ踏み込む意識および引き上げる意識を持ってペダリングしていることがわかる。踏み込み局面で踏み込み動作を続けると、引き上げ局面になっても踏み込んでしまい、反対方向の力、すなわちブレーキをかけてしまう場合がある。しかし引き上げ局面の結果から、専門的な自転車ペダリングトレーニングによって、選手群では引き上げる意識をもってペダリングを行い、引き上げることでペダルに加わるマイナス方向の力を減少し、さらにそれが引き上げ方向の力に貢献していると考えられる。よって、自転車ペダリングにおける引き上げ動作は、競技能力向上に必要な走行技術であり、競技能力を評価する一つの指標になるといえる。そのため、引き上げ動作の指導において、引き上げだけという広範囲での意識付けではなく、より詳細にペダル一回転を分類して指導を行うことができれば、競技能力の向上に役立つのではないかと考えられる。

また、左右の脚は踏み込みと引き上げ動作を相反して行うため、左右の脚がセットでペダリング動作が成立する。西谷ら³²⁾は、ヒトの動きは左右同じペダリング動作を行っていても、利き手、利き脚の影響を受けて筋の使い方に変化が表れると報告している。本研

究の結果からも、ペダリングポイントにおける比較では、右脚および左脚の踏み込み時ペダル上下力で ADP と比較して DP で有意に高値を示した。さらに、競技能力における比較では左脚引き上げ時のペダル上下力で C 群と比較して A 群および C 群と比較して B 群が、右脚引き上げ時ペダル上下力で C 群と比較して A 群が引き上げ時にペダルに加えられる力で有意に高値を示した。そして、踏み込みおよび引き上げ両局面の左右の脚でペダル上下力の値が異なることから自転車ペダリングにおいて利き脚が存在すると推察される。

第3節 関節角度

股、膝、足関節の 3 つの動域角度において、選手群に比べて対照群で有意ではないが、高値を示す傾向があることから、対照群の方が関節可動域が大きいことがわかる。この結果だけをみると、関節可動域が大きいと競技能力が低いのではないかと考えられる。しかし、対照群は自転車ペダリング運動に慣れていないため、それだけ無駄のある動きをしており、身体の不安定性により身体が上下左右に揺れ、関節可動域が大きくなってしまっているとも考えられる。

自転車のシート高を変化させて、自転車ペダリング時の下肢動作について検討した報告³³⁾では、股関節の関節可動域に差異はみられなかったが、膝関節および足関節では伸展時の関節可動域が増加した。シート高の変化によって、関節可動域に変化がみられたことから、ペダリング中の腰部の位置によって差異が生じていると考えられる。また、Desipres⁹⁾は、シート高を高くすると足関節の背屈角度が有意に増加したと報告しており、走行方法および走行姿勢によって関節角度に変化があると考えられる。本研究の結果でも 2 種

類の走行方法において、股関節の関節角度が対照群では有意差がみられないが、選手群では DA に比べ SI の方が有意に高値を示した。これは、選手群の方が DA と SI の間で大きくペダリング方法が変化しており、股関節の伸展、屈曲角度の範囲が大きいことを示している。股関節は大きなトルクの出力源としての役割を果たしており³⁵⁾、前方への移動を伴う運動では、股関節の伸展トルクが要求される。したがって、運動のパフォーマンス向上を考える際には、股関節伸展筋群の機能を高めることが重要である²⁵⁾。よって、股関節が発揮するトルクが大きい方が、走行速度が速くなり、股関節伸展筋群から発揮する力を有効に使える方が、より高い競技能力が得られると考えられる。

第4節 IEMG（積分筋電図）からみた筋活動

表面電極法は、皮膚表面に近く比較的大きな筋にその使用が限られるが、疼痛を伴わず（低侵襲）、筋全体の収縮状態を知るのに適しており、身体運動を解析する有効な手段である³⁶⁾ため、本研究の筋電図導出方法として適していると考えた。

RF (Rectus Femoris : 大腿直筋)、BF (Biceps Femoris : 大腿二頭筋長頭)、TA (Tibialis Anterior : 前脛骨筋) および GAS (Gastrocnemius : 腓腹筋外側頭) の下肢4筋から表面筋電図を測定し、単位時間あたりの IEMG を算出した。ペダリングは一回転の中で関節角度や筋の活動するポイントが異なるため、様々な局面が存在すると考えられる。これまでにペダリング1サイクルをクランクの角度で表現した報告はみられる⁸⁾¹⁶⁾。しかし、ペダリングは踏み込み局面と引き上げ局面の二つの局面に大きく分類され、このような分類での検討は行われていない。Jorge ら²⁰⁾は、ペダリング1サイクルを10局面に分類して、

下肢 8 筋の筋活動を比較検討した結果、それぞれの筋がある局面で選択的に活動すると報告している。また、大腿部の筋のうち、大腿直筋と大腿二頭筋は、それぞれ膝関節の伸展と屈曲の主働筋として重要な役割を果たしているほか、股関節の伸展と屈曲にも関わる二関節筋である²³⁾。そのため、大腿部の単関節筋とは機能が異なることから、股関節および膝関節の伸展と屈曲に対する検討が行われている⁷⁾⁹⁾。よって、二関節筋のように複雑な機能を詳細に検討するためには局面を細かく分類することが必要と考える。

(1) 踏み込みおよび引き上げ局面の分類

TA および GAS は足関節の固定に関与し、BF はペダリングの引き上げ動作の際に主働筋として関与する²²⁾。踏み込み局面において、選手群で対象とした脚の 4 筋のうち、TA では C 群と比較して A 群で有意に高値を示し、GAS でも C 群と比較して A 群および B 群で有意に高値を示した。足関節角度をほぼ中間位に保持し下肢の引き上げ動作を行っているという報告⁵⁾から、踏み込み時に選手群 (A・B 群) では、TA と GAS の筋活動により足関節が底屈し過ぎないように中間位で固定し、ペダリングを行うと考えられる。

一方、引き上げ局面において、RF では C 群と比較して A 群で有意に高値を示した。また、TA では有意差はみられなかったが C 群と比べて A 群の方が高い傾向がみられた。これより、引き上げ時に筋放電が高い A 群では RF を特に筋活動させて股関節を屈曲し、引き上げを行っている。さらに TA の筋活動により足関節が背屈し過ぎないように中間位で固定しペダリングを行っていると考えられる。通常引き上げ局面において、脚はそれ自体の重さや回転による慣性⁷⁾のためクランク回転とは逆向きの力をペダルに及ぼしており、引き上げ局面で脚を有効に引き上げることができれば踏み込み局面での脚への負担は軽減さ

れる。これらのペダル上下力および、それに対する引き上げ局面での負の上下力の減少は、ペダリング技術として捉えることができる²⁹⁾。このように各局面によって筋活動は異なることから、局面によって活動する筋を限定することはできない。

以上のことから、競技能力および走行技術が高いほど引き上げ局面で特異的な筋活動が行われている。特異的な筋活動とは、トレーニングした収縮様式および動作様式で最も筋力が増加する¹⁴⁾ことを示している。選手群では、専門的な自転車ペダリングトレーニングを行っているため、特異的な動作である引き上げ局面において活動する TA の IEMG が対照群と比較して有意に高値を示した。これより、引き上げ局面の筋活動と競技能力との間に深い関係があると考えられる。

(2) クランク角度ごとの分類

RF ではクランク角度 30-60 度において、A 群と C 群の間に有意差がみられた。この局面は踏み込み局面の前半であり、さらにダッシュ時では上体も前傾するため股関節がより深屈曲位になる。自転車ペダリング特有の姿勢である股関節の深屈曲位で、C 群と比較して A 群において RF の IEMG が有意に高値を示したことは、自転車の専門的なトレーニング経験によるものと考えられる。また、踏み込み、引き上げ局面の分類では引き上げ局面で有意差が得られたことからクランク角度 180~360 度の区間で有意差が得られると予測していたが、本研究の結果からは有意差を得ることはできなかった。

対照群 (C 群) の BF は、特に踏み込み局面前半の股関節伸展時に活動している (図 22) のに対し、選手群 (A、B 群) では踏み込み局面クランク角度 30 度から下死点の 180 度までほぼ同程度に活動している (図 23)。また、クランク角度 120 度~210 度の 3 区間で

C 群に対して A 群の IEMG が有意に高値を示した。これより、対照群に比べ選手群の方が股関節を伸展するのに長時間筋が活動しており、ペダルにより長く力を伝えることができると考えられる。これは、Davis ら⁸⁾の引き上げ局面でより大きい屈筋群の筋活動がみられたとの報告と一致し、さらに選手群で最大速度が速いという結果と、ペダルに長時間力を伝えるという結果が一致していることから、より長くペダルに力を伝えることは速度の向上に大きく影響していると考えられる。

クランク角度ごとの IEMG において、クランク角度 120~270 度と最も広範囲の角度区間で選手群と対照群の間に有意差がみられた筋は TA であった。TA は運動構造上足関節の屈曲をコントロールし、足関節背屈位で最大に活動する¹⁶⁾、また赤羽ら⁵⁾は足関節を底屈、背屈し過ぎないように中間位で固定すると報告していることから、TA は足関節中間位での固定に重要な役割を持っているが、足関節が固定されなければ引き上げ局面におけるペダルへの力は上手く伝わらないので、TA の使い方、すなわち筋活動が引き上げ動作と密接に関係すると考えられる。よって、これは専門的な自転車ペダリングトレーニングを行うことにより、TA の筋活動量の増加が起こることを示している。

特に選手群では踏み込み局面と、引き上げ局面で顕著な筋の活動がみられ、また TA では二相性の筋活動が存在している (図 24, 25)。すなわち選手群においては、踏み込みだけでなく引き上げ局面においても意識的に TA を活動させていると考えられる。これは、2 局面に分類した場合と同様の結果が得られ、さらに先行研究⁵⁾のクランク 1 回転中に足関節の底屈、背屈が 2 回みられたという結果と一致したことから、競技能力の向上には TA の筋活動の増加が必要であると考えられる。これまでの研究で二相性の筋活動の存在を報

告している研究はなく、これは本研究の結果から得られた新知見である。しかしそこで重要な点となるのが、どの局面で TA の筋活動が自転車ペダリングに貢献するかということである。そこで本研究では、クランク角度を 12 局面に分類して筋活動について検討した。実際の指導の場面において、クランク角度何度からの足関節固定が有効かといった具体的な指導は不可能であると考えられる。しかし、引き上げという広範囲での意識付けだけでは困難であるため、指導を受ける側としては、約何度くらいと具体的な助言の方が理解しやすく、運動を行う上で身体を動かしやすいのではないかと考える。

2 局面での分類より、GAS は足関節固定の中でも踏み込み局面における足関節中間位での固定に貢献していると考えられる。クランク角度 90–120 度で C 群と比較して A 群で有意に高値を示した。GAS は足関節の角度保持に関与し、足関節底屈位で主に活動する²³⁾が、クランク角度 90 度までは足関節を底屈しないよう中間位で固定することは困難であり、90~180 度の区間は中間位で固定するほうがペダルにより力を伝えられるのではないかと考える。GAS でも TA と同様に二相性の筋活動がみられる (図 25) が、クランク角度ごとの結果より有意差がえられなかったことから、引き上げ時の足関節の固定には GAS はあまり貢献していないものと考えられる。これらの IEMG の結果から、自転車ペダリングにおける引き上げ局面の筋活動の意識に対する重要性が明らかとなった。特に、引き上げる意識を持ってペダリングすることは重要であるが、いかに引き上げるという動作を先取りし、ブレーキとなる動作にならないように移行できるかがさらなる課題と考える。引き上げ局面では、引き上げるという特異的な動作が重要である。Meinel²⁷⁾ が運動におけるリズムの重要性を述べているように、踏み込む動作および引き上げる動作で筋の緊張と

弛緩をリズム良く行うことができれば、局面間の動作をスムーズに移行することができ、引き上げ局面においてタイミングよく筋力が発揮されることが推察される。

以上のことより、走行能力（最大トルク、最大速度）、ペダル上下力、関節角度および IEMG の測定結果から、最大トルク、最大速度で SI に対して DA で有意に高値を示した。また、ペダル上下力で対照群（C 群）に対して選手群（A・B 群）で有意に低値を示し、引き上げ局面 TA の IEMG では、対照群（C 群）に対して選手群（A・B 群）で有意に高値を示したことから、走行方法や競技能力の違いによる差異が明らかとなった。これらを単独で評価するだけではなく、競技能力、走行方法、クランク角度など様々な要素の組み合わせ方で、複合的に競技能力を評価することができれば、より正確な評価が可能になると推察される。パフォーマンスを最大にするための最適な条件を検討することは、競技能力の向上に寄与するものである¹⁴⁾。また、技術評価を可能とする指標があれば、技術向上を目的としたトレーニングへの応用が期待される²⁹⁾。

さらに、これまでの研究では報告されていなかった、TA および GAS の二相性の筋活動や、ペダルに十分に力を伝えるために足関節を中間位で固定するといった働きが本研究の結果から新たに明らかとなった。

よって、本研究のような本来の競技用自転車の限りなく近いシミュレーターを用いて、競技中に最も重要なポイントの一つであるダッシュ時における下肢の筋活動の変化を筋電図学的特徴から明らかにすることは、競技能力の詳細な評価を可能とし、自転車競技選手の能力に応じたトレーニングを選択し、各選手の個性に適應した競技能力を向上させる指導が可能となると考えられる。

第7章 結論

本研究では、競技用自転車をシミュレートした自転車エルゴメーターを用いて、最大トルク、最大速度、ペダル上下力、関節角度および積分筋電図を測定した。その結果、最大トルク、最大速度で SI に対して DA で有意に高値を示した。また、引き上げ時のペダル上下力で対照群（C 群）に対して選手群（A・B 群）で有意に高値を示し、引き上げ局面 TA の IEMG では、対照群（C 群）に対して選手群（A・B 群）で有意に高値を示したことから、走行方法や競技能力の違いによる変化が明らかとなった。さらに、競技用自転車に限りなく近いシミュレーターを用いて、ダッシュ時における下肢の筋活動の変化を筋電図学的特徴から明らかにすることは、競技能力の詳細な評価を可能とし、自転車競技選手の能力に応じたトレーニングを選択し、競技能力を向上させる指導が可能となることが示唆された。

第8章 要約

(1) 競技用自転車をシミュレートした自転車エルゴメーターを用い、最大トルク、最大速度、ペダル上下力、関節角度および積分筋電図を測定し、これらの変化を走行方法や競技能力の違いにより明らかにする。さらに、ダッシュ時における下肢の筋活動の変化を筋電図学的特徴から明らかにすることを本研究の目的とした。

(2) 対象は日本競輪学校 89・90 期生徒 10 名（選手群）と一般健康成人男性 4 名（対照群）であった。選手群の中でも競技能力の高い上位 5 名を A 群、下位 5 名を B 群、対照群を C 群と分類した。

(3) 測定項目は、最大トルク、最大速度、ペダル上下力、関節角度および IEMG であった。

(4) 最大トルクおよび最大速度における競技能力の比較では、C 群より A、B 群で有意に高値を示し、走行方法の比較では SI(Siting)より DA(Dancing)で有意に高値を示した。

(5) ペダル上下力におけるペダリングポイントの比較では、左脚および右脚にのペダル上下力で ADP(After Dash Point)と比較して DP(Dash Point)で有意に高値を示した。

(6) 関節角度の走行方法による比較では、踏み込み局面における選手群の股関節で SI より DA で高値を示し、引き上げ局面における選手群の股、膝、足関節すべてで DA より SI で高値を示した。

(7) IEMG（積分筋電図）からみた筋活動では、踏み込み局面および引き上げ局面の 2 局面分類と、クランク角度ごとの 12 局面分類について分析した。

(8) 2局面分類の競技能力による比較では、踏み込み局面におけるTA(tibialis anterior)およびGAS(gastrocnemius)でC群よりA群で有意に高値を示した。また、引き上げ局面におけるRF(rectus femoris)でC群よりA群で有意に高値を示し、TAではC群よりA群で高い傾向がみられた。

(9) 12局面分類の競技能力による比較では、RFの30-60度でC群よりA群で有意に高値を示した。BF(biceps femoris)では、120-210度の3区間でC群よりA群で有意に高値を示した。TAでは、60-90度でC群よりB群で、また120-270度の5区間でC群よりA群で有意に高値を示した。GASでは、90-120度でC群よりA群で有意に高値を示した。

(10) 走行方法および競技能力の違いによる変化が明らかとなった。さらに、本来の競技用自転車に限りなく近いシミュレーターを用いて、ダッシュ時における下肢の筋活動の変化を筋電図学的特徴から明らかにすることは、競技能力の詳細な評価を可能とし、自転車競技選手の能力に応じたトレーニングを選択し、競技能力を向上させる指導が可能となることが示唆された。

謝辞

本論文作成にあたりまして、ご指導していただきました教員および助手の皆様に深く感謝いたします。また、測定方法の確立や測定結果の解析にご協力いただいた順天堂伊豆長岡病院整形外科および順天堂災害医学研究所の皆様、自転車台走行試験装置による計測にご協力いただいた日本競輪学校の皆様、本研究の被験者としてご協力いただいた日本競輪学校第 89・90 期生徒の皆様、測定結果の計算方法でご協力いただいた東京電気大学の皆様に、心からお礼申し上げます。

引用文献

- 1) Aldo, O. Perotto : 筋電図のための解剖ガイドー四肢・体幹一, 栢森良二訳, 第1版, 140-177, 西村書店:新潟 (1997)
- 2) 青木純一郎, 形本静夫, 村岡 功, 西野美智子, 右田孝泰, 岡田純一, 中村 好男, 玉木啓一: 自転車競技選手の体力 (12) およびペダリングにおける上体の関与に関する基礎的研究. 日本体育協会スポーツ科学研究報告, 325-340, (1990)
- 3) 青木純一郎, 形本静夫, 村岡 功, 島谷美智子, 中村好男, 井口文雄, 岡田 純一, 小暮勇男: ペダリングスピードおよび負荷が下肢の筋活動に及ぼす影響. 日本体育協会スポーツ科学研究報告, 219-225, (1991)
- 4) 青木純一郎: 表面導出筋電図所見による運動技術解析の検討. 順天堂大学保健体育紀要, 12, 7-13, (1969)
- 5) 赤羽秀徳, 青木和夫, 星川秀利: ペダリング動作時の足関節底屈・背屈運動の違いが下肢の関節ダイナミクスおよびクランクトルクに及ぼす影響. 体力科学, 53, 221-234, (2004)
- 6) Boris, I. Prilusky, Robert, J. Gregor : Analysis of Muscle Coordination Strategies in Cycling. IEEE Transactions of Rehabilitation Engineering, 8, 362-370, (2000)
- 7) Cavanagh, P. R., Sanderson, D. J. : The biomechanics of cycling : studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In : Burke E. R. ed. : Science of Cycling, 9-122, Human Kinetics (1986)
- 8) Davis, R. R. , Hull, M. L. : Measurement of pedal loading in bicycling : II . Analysis and results, Journal of Biomechanics, 14, 12, 857-872, (1981)
- 9) Desipres, M. : An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. Biomechanics IV, 349-355, University Park Press : Baltimore (1974)
- 10) Enzo, Cafarelli : Peripheral and Central Inputs to the Effort Sense during Cycling Exercise. European Journal Applied Physiology, 37, 181-189, (1977)
- 11) Giorgio, Citterio, Emilio, Agostoni : Selective activation of quadriceps muscle fibers according to bicycling rate. Journal of Applied Physiology, 57, 371-379, (1984)
- 12) Goto, S., Toyoshima S., Hoshikawa, T. : Study of the integrated EMG of leg muscles during pedaling at various loads, frequency, and equivalent power. Biomechanics V-A, University Park Press, Baltimore, 246-252, (1974)
- 13) Gregor, R. J., Green D., Garhammer, J. J. : An electromyographic analysis of selected muscle activity in elite competitive cyclists. Biomechanics VII, University Park Press, Baltimore, 537-541, (1982)

- 14) 星川秀利, 玉木啓一, 藤本浩志, 木村裕一, 斉藤浩一, 佐藤吉朗, 中村好男, 村岡 功 : ペダリング運動時の下肢関節トルクにおけるサイクリストと非サイクリストの比較. 体力科学, 48, 547-558, (1999)
- 15) Houtz, S. J., Fischer, F. J. : An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. Journal of Bone and Joint Surgery. 41-A, 123-131, (1959)
- 16) Hull, M. L., Jorge, M. : A method for biomechanical analysis of bicycle pedaling. Journal of Biomechanics, 18, 631-644, (1985)
- 17) 市橋則明, 羽崎 完, 池添冬芽, 才藤栄一 : 自転車エルゴメータ運動時の下肢筋の筋活動量. 運動・物理療法, 13, (2), 134-139, (2002)
- 18) 市橋則明, 池添冬芽, 大畑光司, 才藤栄一 : 高負荷での自転車エルゴメータによるペダリングトレーニングが筋機能に与える影響. 理学療法科学, 17, (2), 101-106, (2002)
- 19) 伊藤 章 : 跳および走における下肢筋の筋放電特性. Japanese Journal of Sports Science, 9, 137-142, (1990)
- 20) Jorge, M., Hull, M. J. : Analysis of EMG measurement during bicycle pedaling. Journal of Biomechanics, 19, 683-694, (1986)
- 21) 金子公宥, 田路秀樹 : パワーアップの原則再考, Japanese journal of sports science, 12, 160-164, (1993)
- 22) 形本静夫, 淵本隆文, 内藤久士, 石原啓次, 小林裕幸, 三重野寛治, 海村昌和, 岡田純一, 中島宣行, 杉浦雄策, 宮田浩二, 小清水孝子 : 自転車エルゴメータによるペダリング・トレーニングの筋電図学的検討. 日本体育協会スポーツ科学研究報告, 18, 215-221, (1998)
- 23) 形本静夫 : ペダリングスピードおよび負荷が下肢の二関節筋の筋活動に及ぼす影響. 平成7年度～平成9年度科学研究費補助金(基盤研究(C)(2))研究成果報告書, 1-20, (1998)
- 24) 形本静夫 : 自転車走行運動における力、スピード、エネルギー. Japanese Journal of Sports Science. 792-804, (1984)
- 25) 木越清信, 尾縣 貢, 田内健二, 大山下圭悟, 高松 薫 : 短時間の全力ペダリング運動における座位姿勢の相違が筋活動および最大パワーに及ぼす影響. 体力科学, 52, 167-178, (2003)
- 26) 小林 巧, 由利 真, 菊本東陽, 堀 享一, 山中正紀 : 自転車エルゴメータ駆動時における膝周囲筋の筋電図学的検討. 北海道リハビリテーション学会雑誌, 30, 15-20, (2002)
- 27) Kurt Meinel, 金子明友 訳 : マイネル・スポーツ運動学, 第3章, (2), 166-190, 大修館書店 : 東京 (1981)

- 28) 松井秀治, 亀井貞次, 浜崎健輔: 筋電図による自転車駆動動作の分析. 自転車技術情報, 5, 47-52, (1980)
- 29) 村岡 功, 青木純一郎, 形本静夫, 内藤久士, 三重野寛治, 海村昌和, 中村 好男, 長沢純一, 横関利子, 湊久美子, 玉木啓一, 星川秀利, 恩田悦守, 宮田浩二: 自転車駆動におけるペダリング技術評価の検討. 日本体育協会スポーツ科学研究報告, 70-80, (1992)
- 30) Neptune, R. R., Hull, M. L. : Evaluation of Performance Criteria for Simulation of Submaximal Steady-State Cycling Using a Forward Dynamic Model. Journal of Biomechanical Engineering, 120, 334-341, (1998)
- 31) Neptune, R. R., Kautz, S. A., Hull, M. L. : The Effect of Pedaling Rate on Coordination in Cycling. Journal of Biomechanics, 30, 1051-1058, (1997)
- 32) 西谷敬子, 天野和彦, 和田敏文, 向野義人: 筋電図と三次元の同時計測によるペダリング動作時の姿勢差の検討. 電子情報通信学会, 31-36, (2002)
- 33) Nordeen-Snyder, K. S. : The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. Medicine and Science in Sports, 9, 113-117, (1977)
- 34) 岡野恭子, 早川康之: 自転車エルゴメーター駆動時におけるペダルに加わる力の計測, 北里理学療法学, 6, 33-36, (2003)
- 35) 白井伊三郎, 山川 純, 伊藤幸子: 筋電図による自転車走行動作の解析. 自転車生産技術, 9-16, (1963)
- 36) 吉田正樹: 筋電図学的解析法について. 理学療法の医学的基礎, 3, 2-7, (1999)
- 37) 関子浩二, 西園秀嗣, 平田文夫: 筋収縮の違いから見た下肢三関節のトルク発揮特性. 体力科学, 47, 593-600, (1998)
- 38) 山川 純: 自転車競技における 1000m 走のスピードの推移からみたハイスピード維持能力について. 日本体育協会スポーツ医科学研究報告, 21-29, (1972)

A pattern of muscle force production and motion analysis
in track racing bicycle (Keirin racing) exercise

Manabu Iwata

Summary

The purpose of this study was to show clearly these changes from differences according to the different methods of pedaling and bicycle racing ability. These results showed that differences according to the different methods of pedaling and bicycle racing ability.

The subjects were 10 student bicycle racers of the Japan Keirin School (athlete group) and 4 untrained healthy males (control group). The student group was divided into the A group, which had 5 bicycle racers of higher ability and the B group, which had 5 bicycle racers of lower ability and the C group, which was a control group composed of 4 people.

Measurement items were maximum torque, maximum speed, pedal force on pushing down and pulling up motion, angle of joint and integrated electromyogram (IEMG).

Maximum torque and maximum speed were compared with regard to bicycle racing ability and method of pedaling. Bicycle racing ability showed a significantly greater value in the C group than in the A group. The method of pedaling showed a significantly greater value for Sitting (SI) pedaling than for Dancing (DA) pedaling.

Pedal forces of pushing down and pulling up motion were compared with regard to pedaling point. The right pedal on the pushing down phase and the left pedal on the pulling up phase showed significantly greater values for After Dash Point (ADP) than for Dash Point (DP).

Angle of joint was compared with regard to method pedaling. The student group's angle of hip joint showed significantly greater values SI than DA on the pushing down phase. The student group's angles of hip, knee and ankle joint showed significantly greater values of SI than of DA on the pulling up phase.

IEMG were analyzed according to 2 phases of the pushing down phase and the pulling up phase and 12 phases of each crank angle.

In the two pushing and pulling phases, IEMG of tibialis anterior (TA) and gastrocnemius (GAS) showed significantly greater values in the C group than in the A group in the pushing down phase. IEMG of rectus femoris (RF) showed a greater tendency in the C group than in the A group in the pulling up phase.

In the 12 angle phases, IEMG of RFs from 30 to 60 degrees showed significantly greater values in the C group than in the A group. IEMG of biceps femoris (BF)'s three sections from 120 to 210 degrees showed significantly greater values in the C group than in the A group. IEMG of TAs from 60 to 90 degrees showed significantly greater value in the C group than in the B group. Furthermore, IEMG of five TA sections from 120 to 270 degrees showed significantly greater value in the C group than in the A

group. IEMG of GASs from 90 to 120 degrees showed significantly greater values in the C group than in the A group.

These results showed that differences according to the different methods of pedaling and bicycle racing ability. Furthermore, it is suggested that it is possible to make accurate evaluations of bicycle racing ability based on change of limb muscle activities from electromyographical characteristics on dush pedaling. This also suggests that it is possible to use these informations in coaching about the suitable characteristics needed for improving racing ability.

表1 被験者の競技能力と身体特性

群	被験者数 (人)	最高速度 * (km/h)	年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	
選手群	A群	5	66.0±0.9	20±2	178.1±4.7	74.5±4.4
	B群	5	61.9±1.7	21±2	170.1±6.4	72.7±5.7
対照群	C群	4	—	27±3	171.3±3.4	66.0±3.5
平均±標準偏差			22±3	173.3±6.0	71.4±5.6	

*競輪学校能力測定:シミュレーター30秒走行測定における最高速度(対照群は計測データなし)

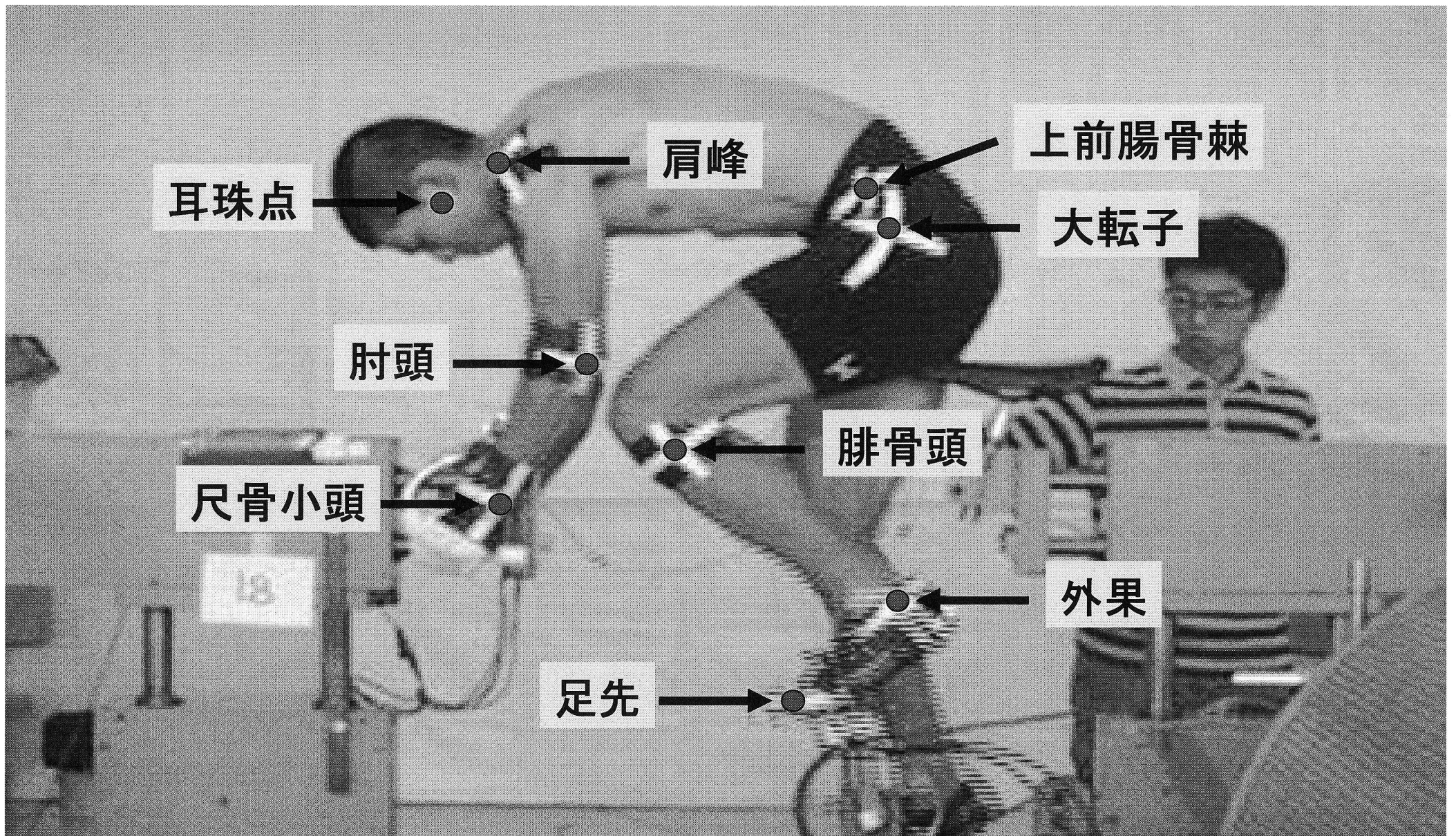
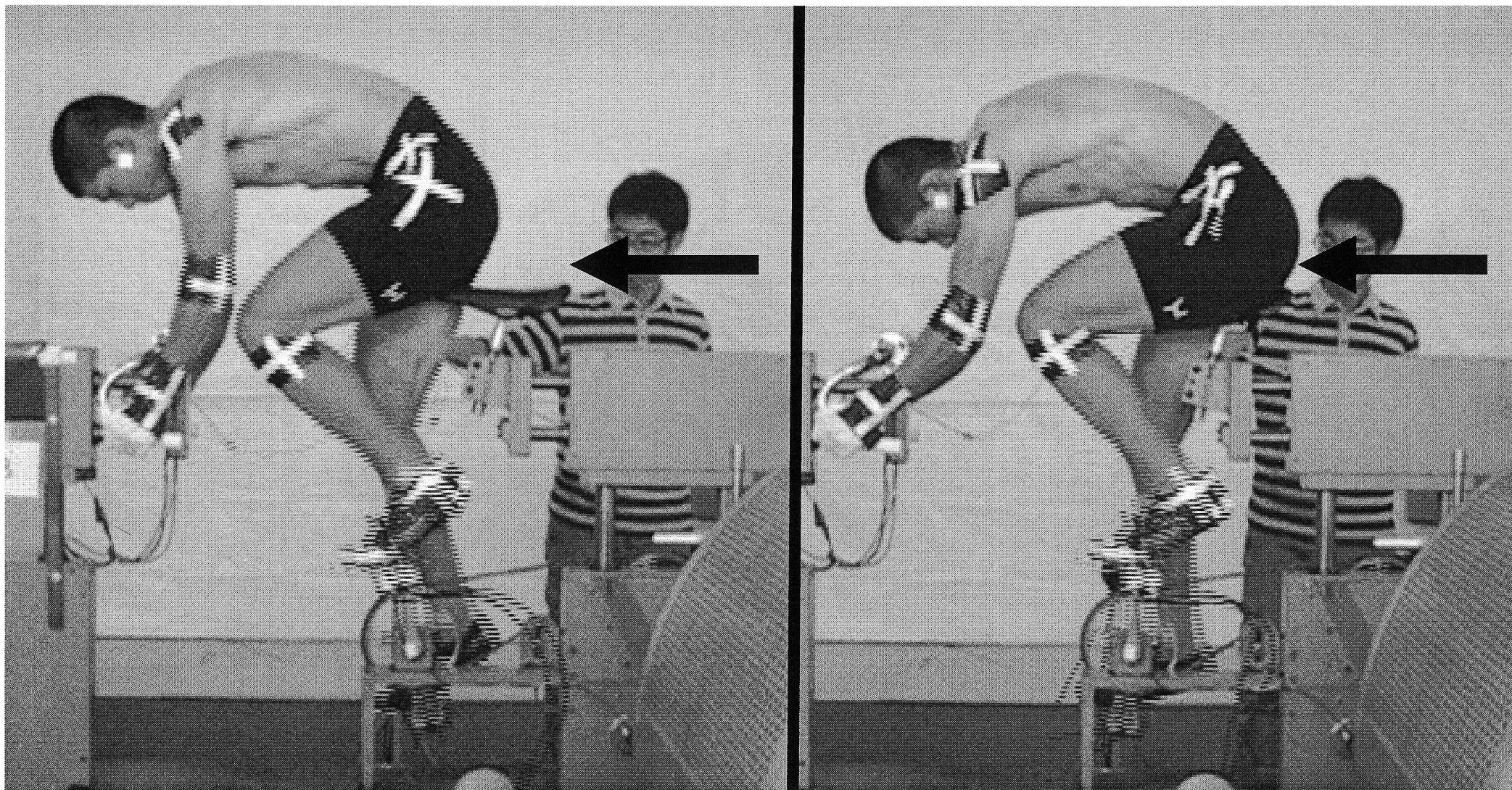


図1 自転車台走行試験装置と
身体各部位のマーカー



立ちこぎ (Dancing: DA)

座りこぎ (Sitting: SI)

図2 2種類のペダリング方法

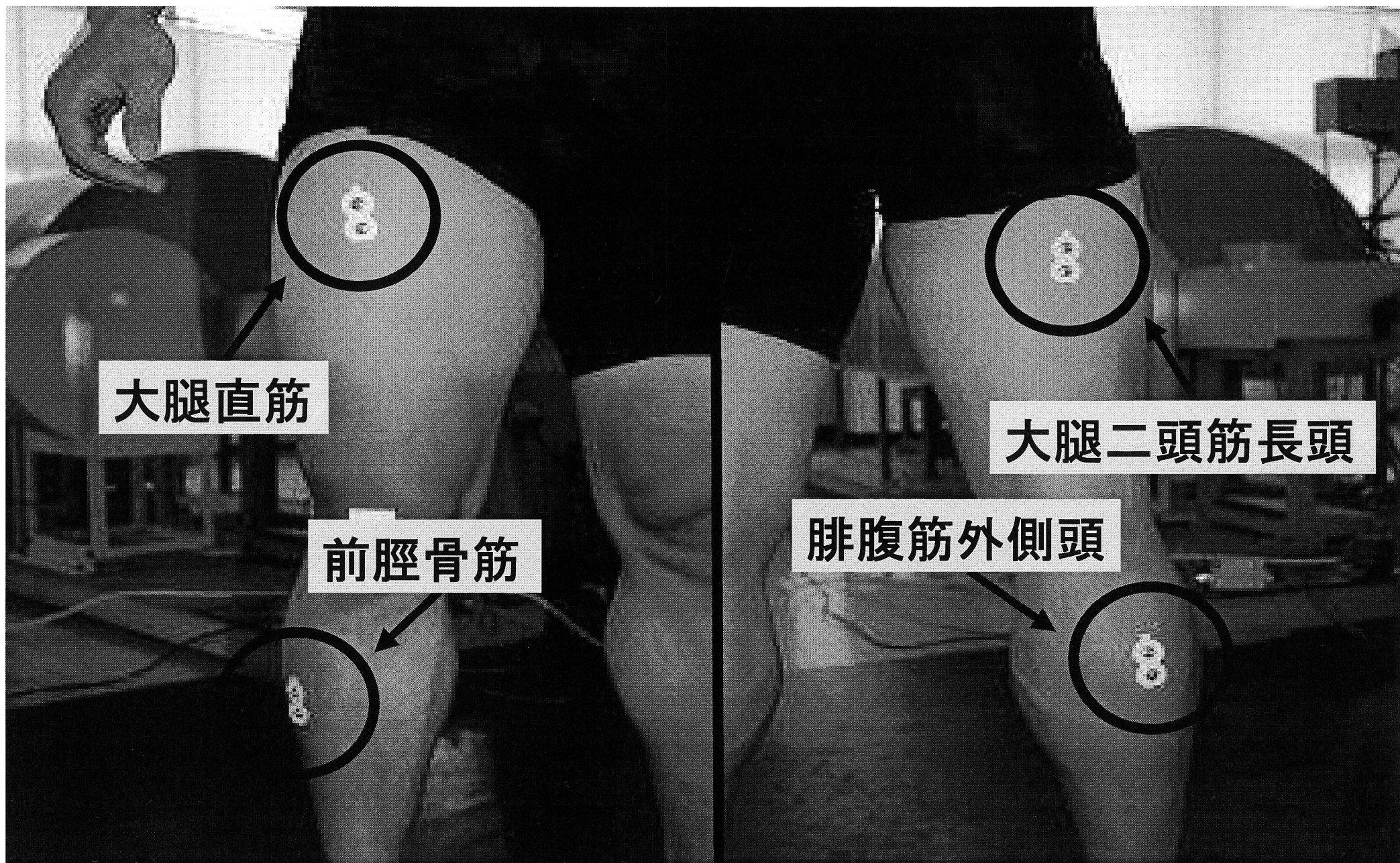


図3 被験筋 表面電極添付位置

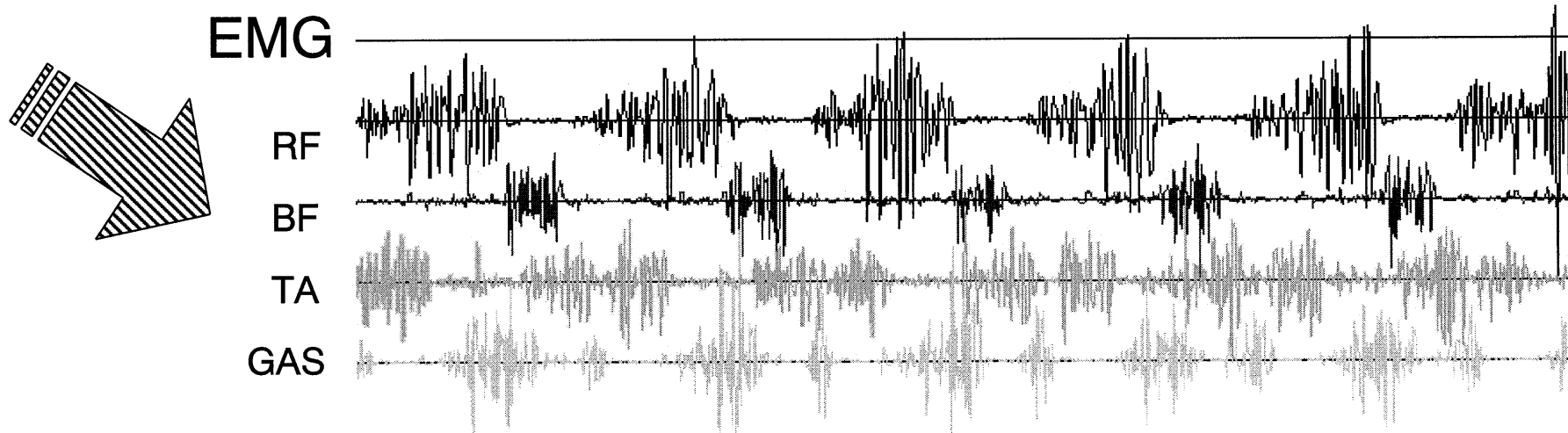
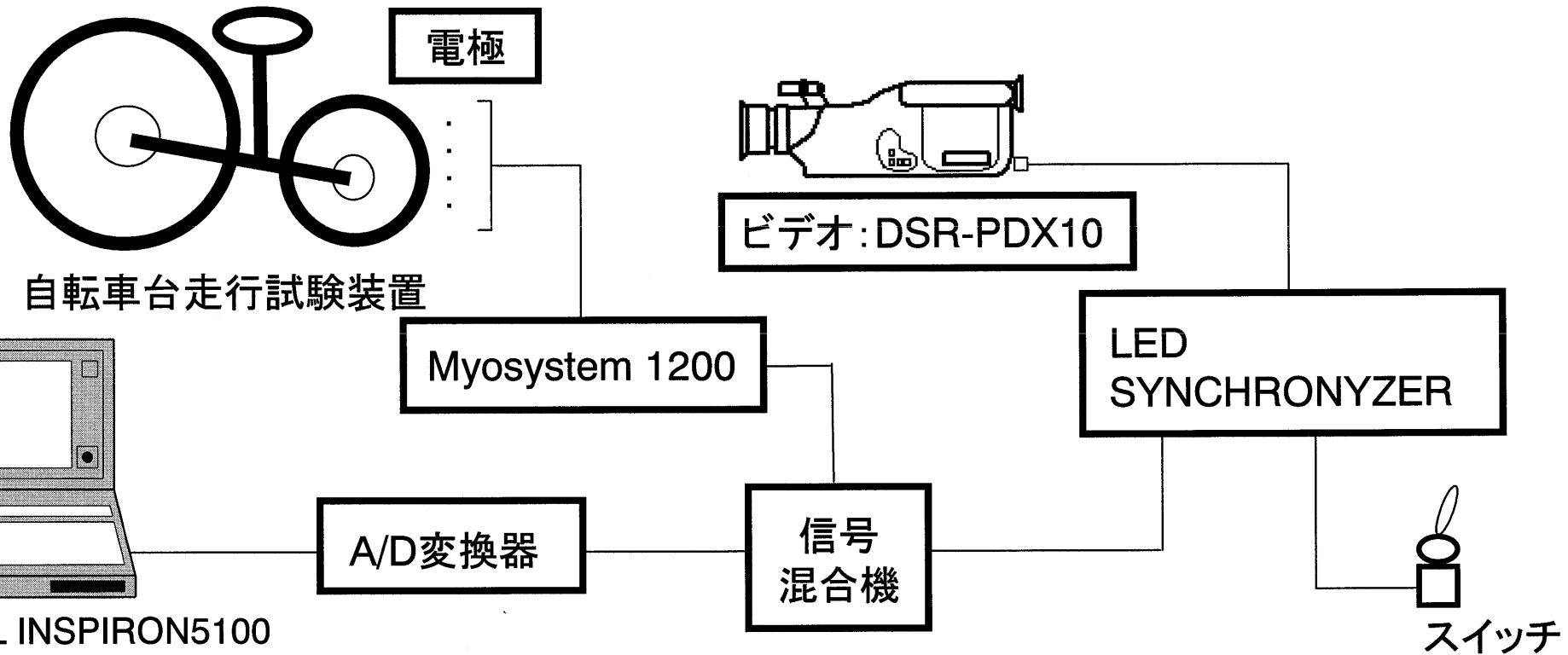


図4 計測装置 概略図

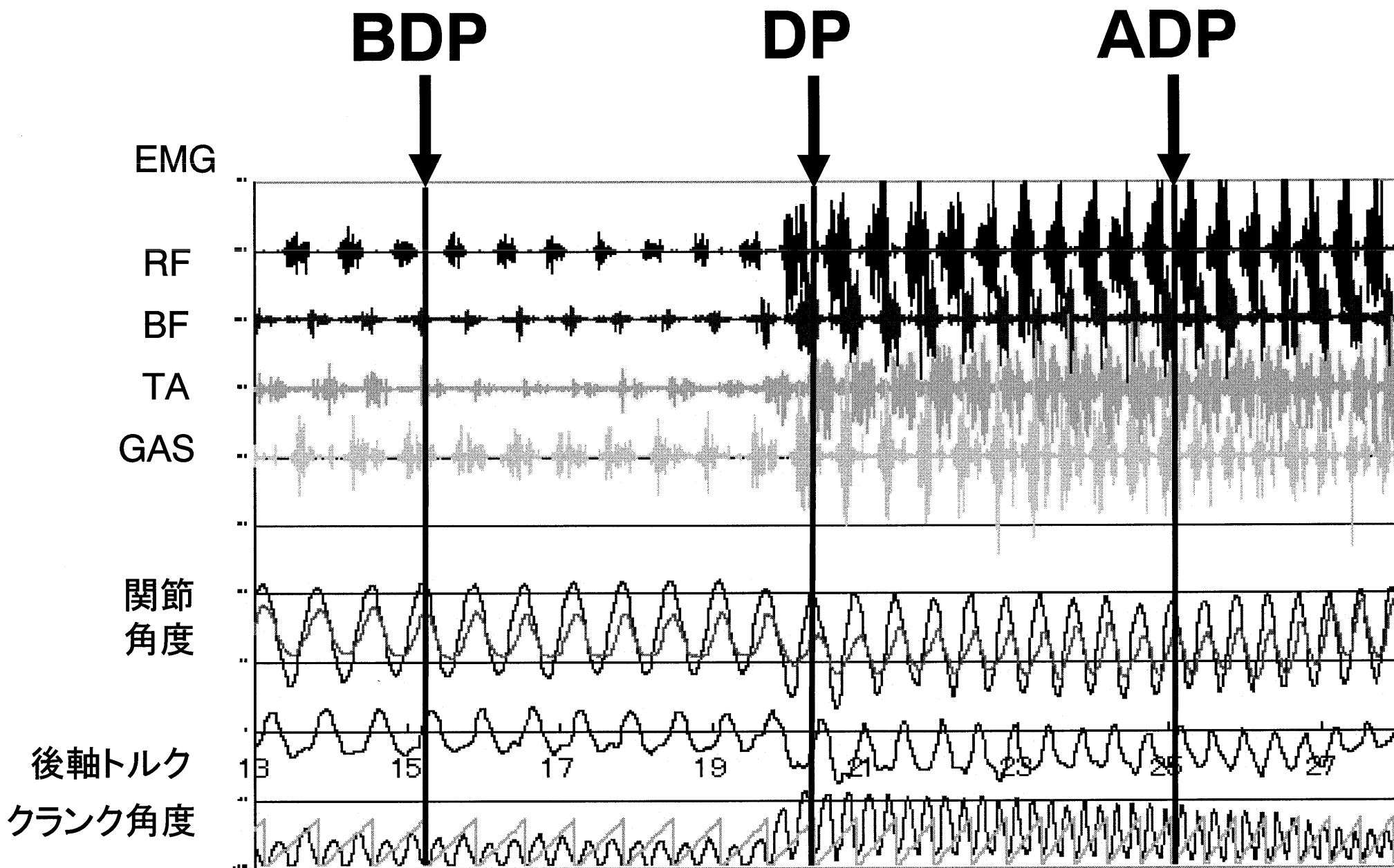


図5 ペダリングポイント

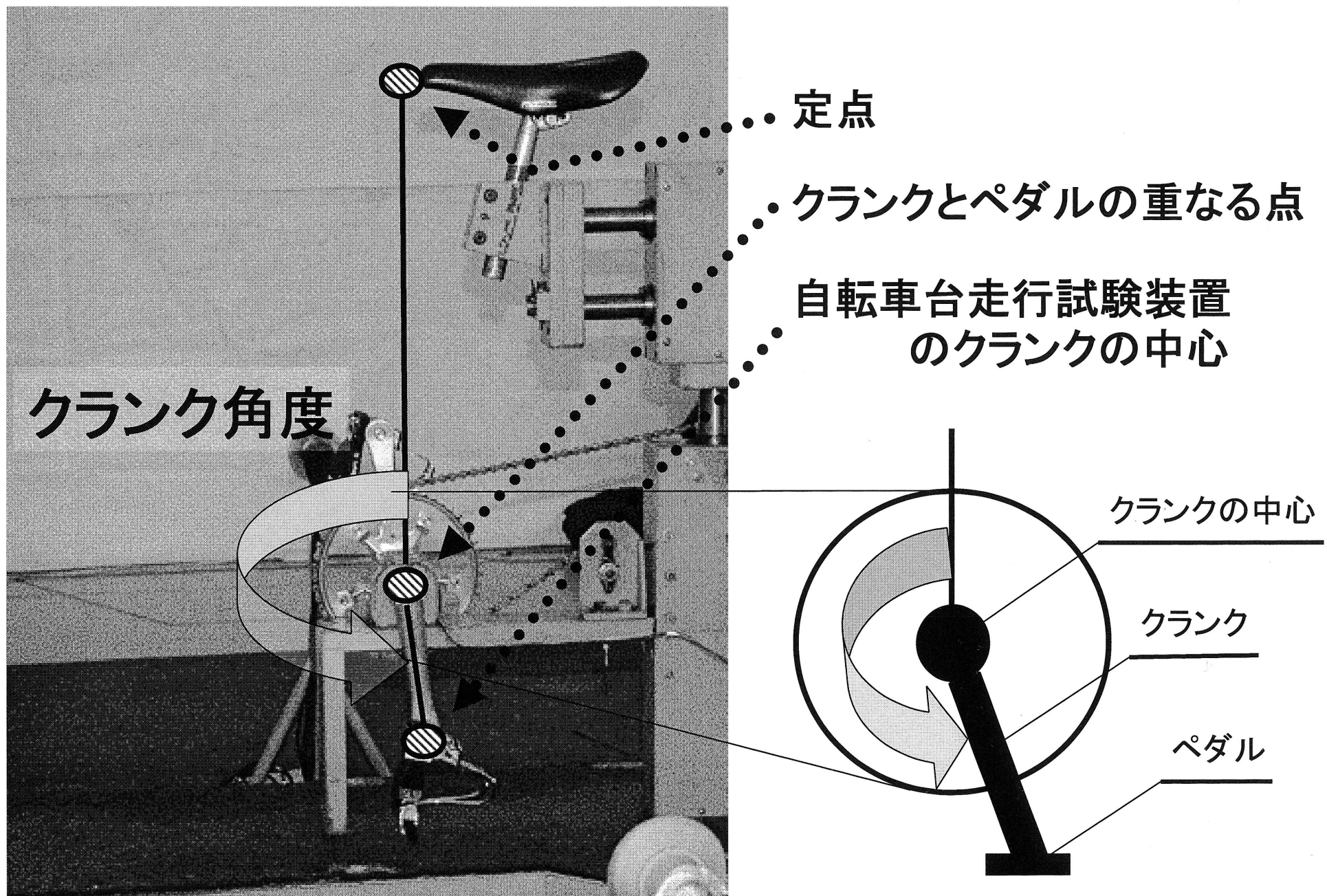


図6 クランク角度算出ポイント

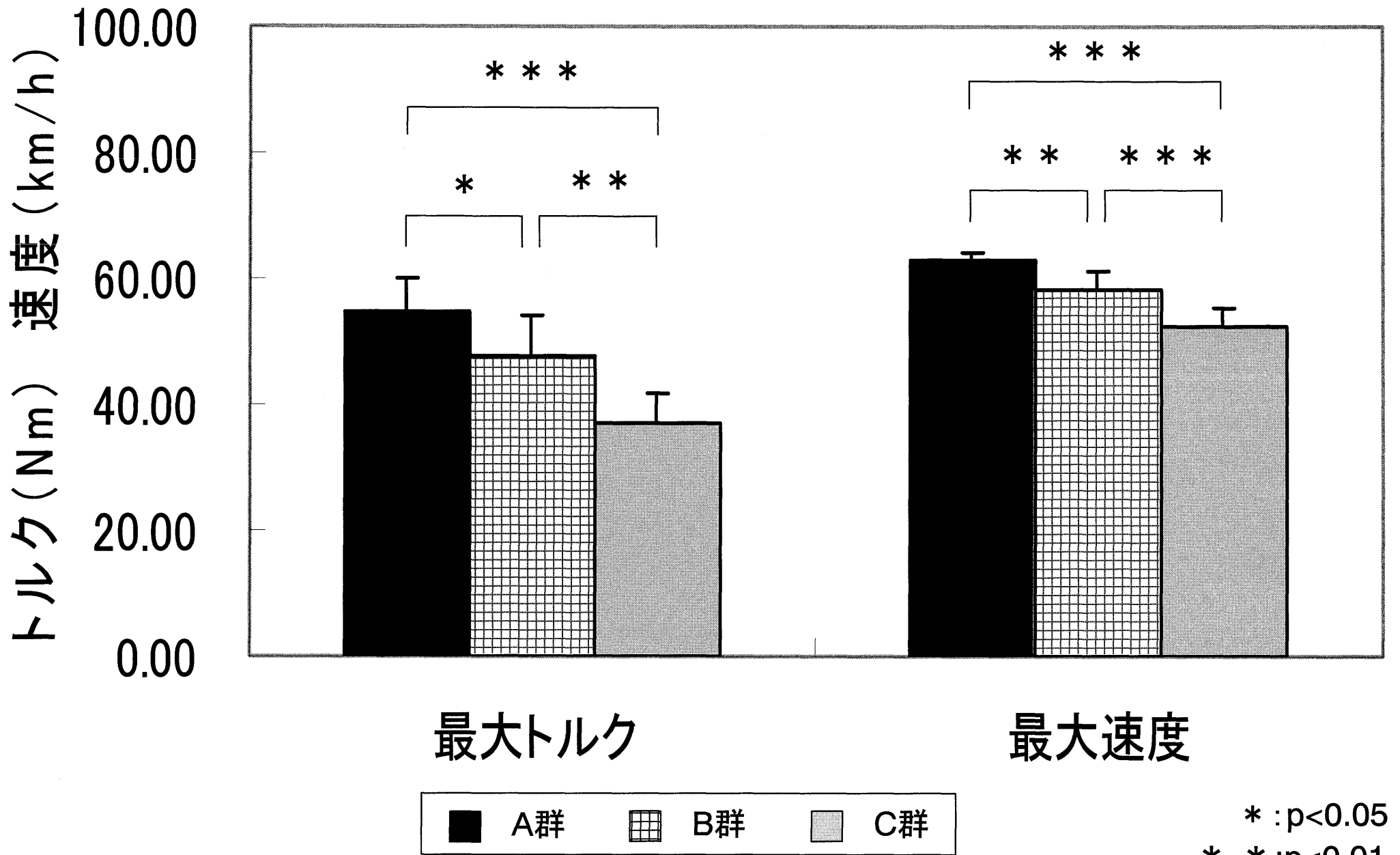


図7 最大トルク・速度の群間比較

* * * : p<0.001

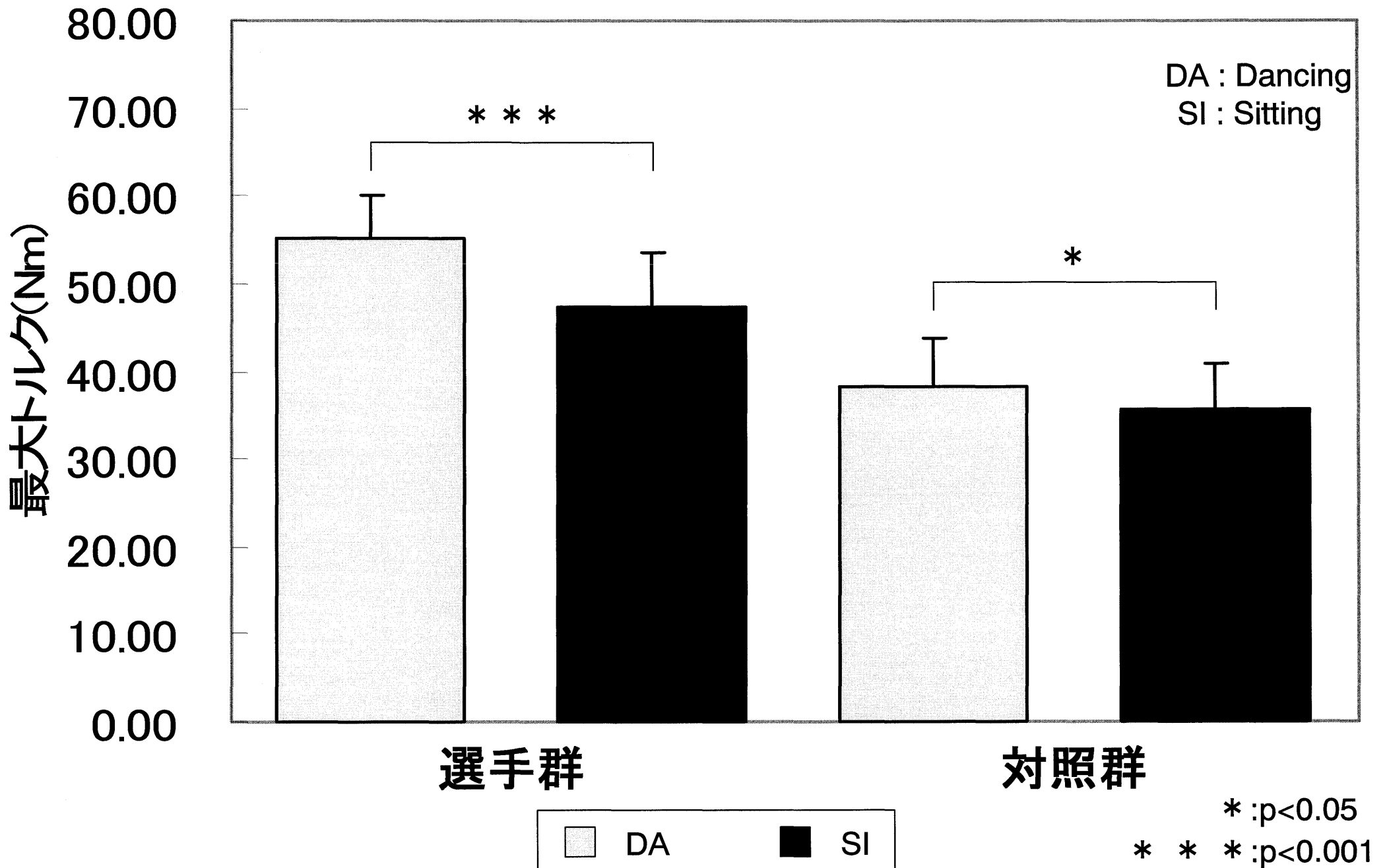


図8 走行方法の相違による最大トルクの比較

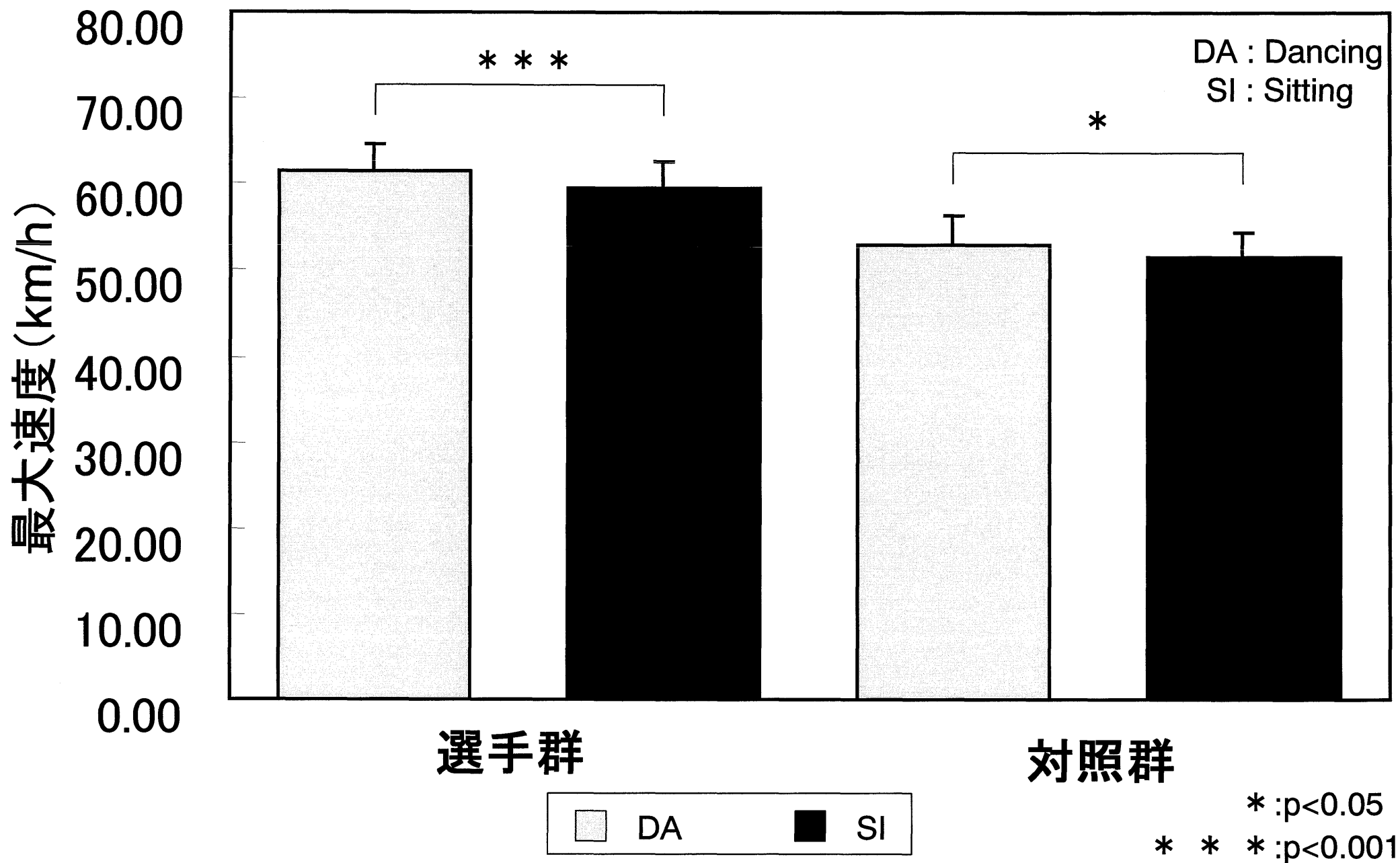


図9 走行方法の相違による最大速度の比較

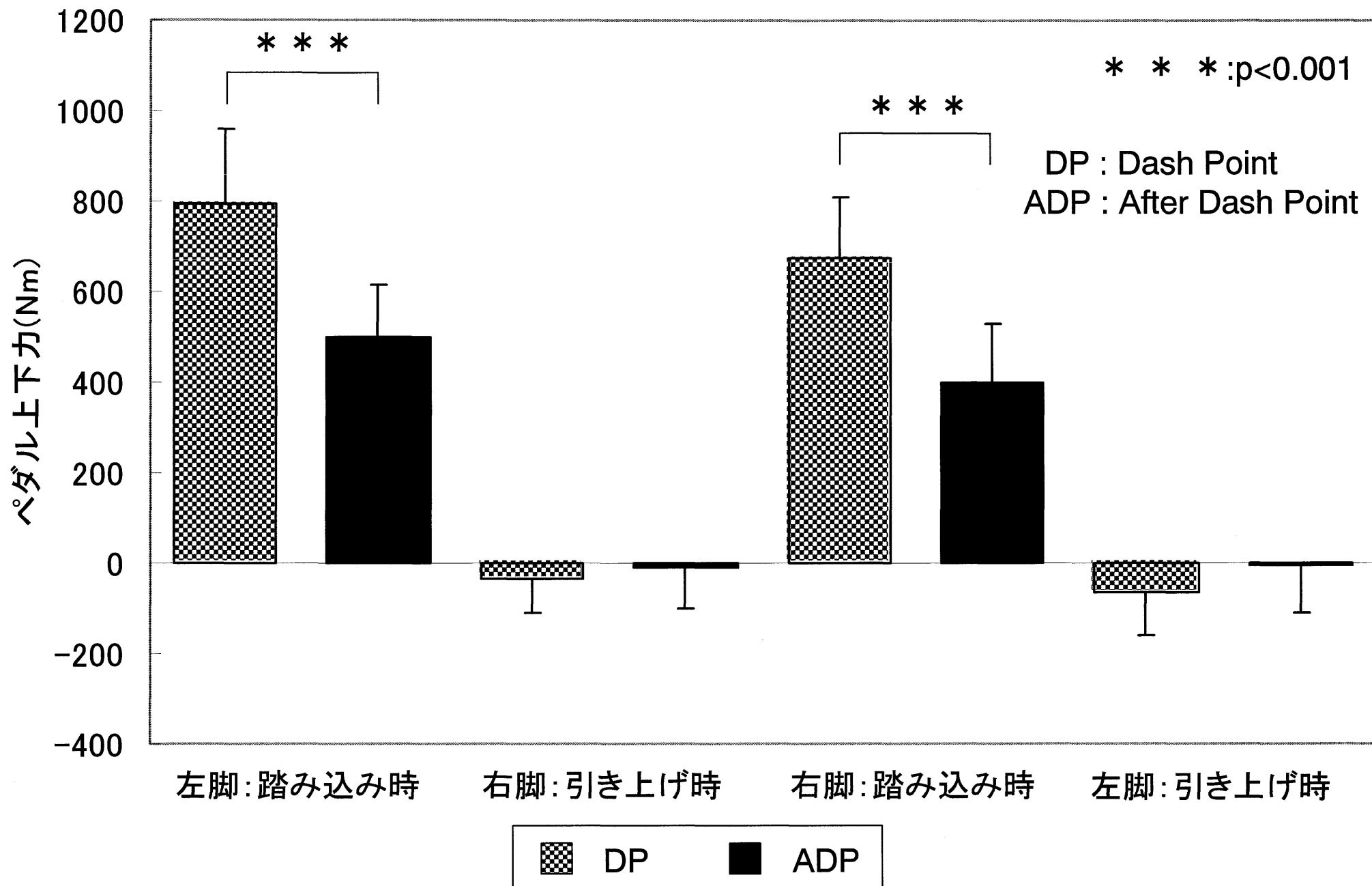


図10 ペダリングポイントにおけるペダル上下力の比較

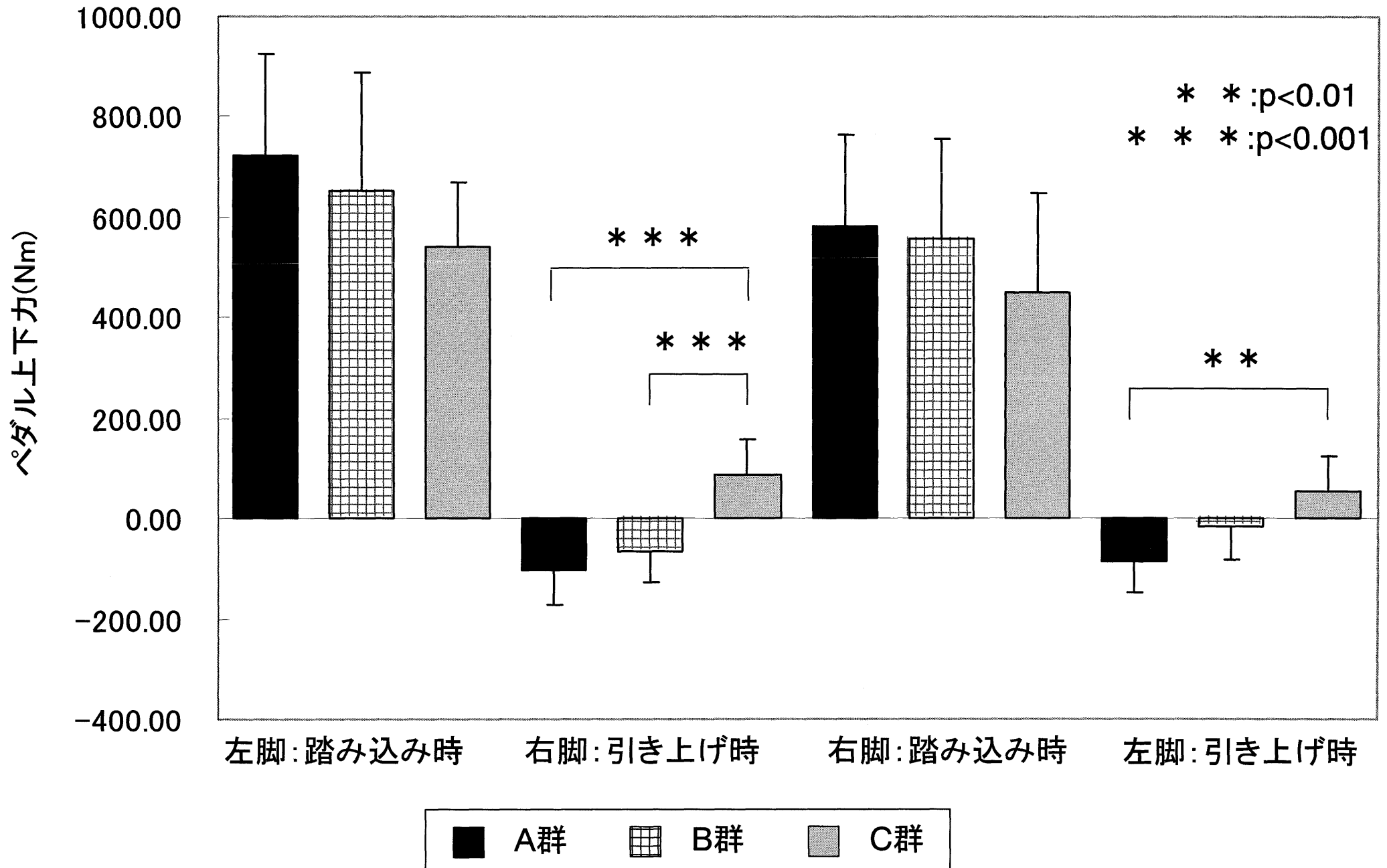


図11 ペダル上下力の群間比較

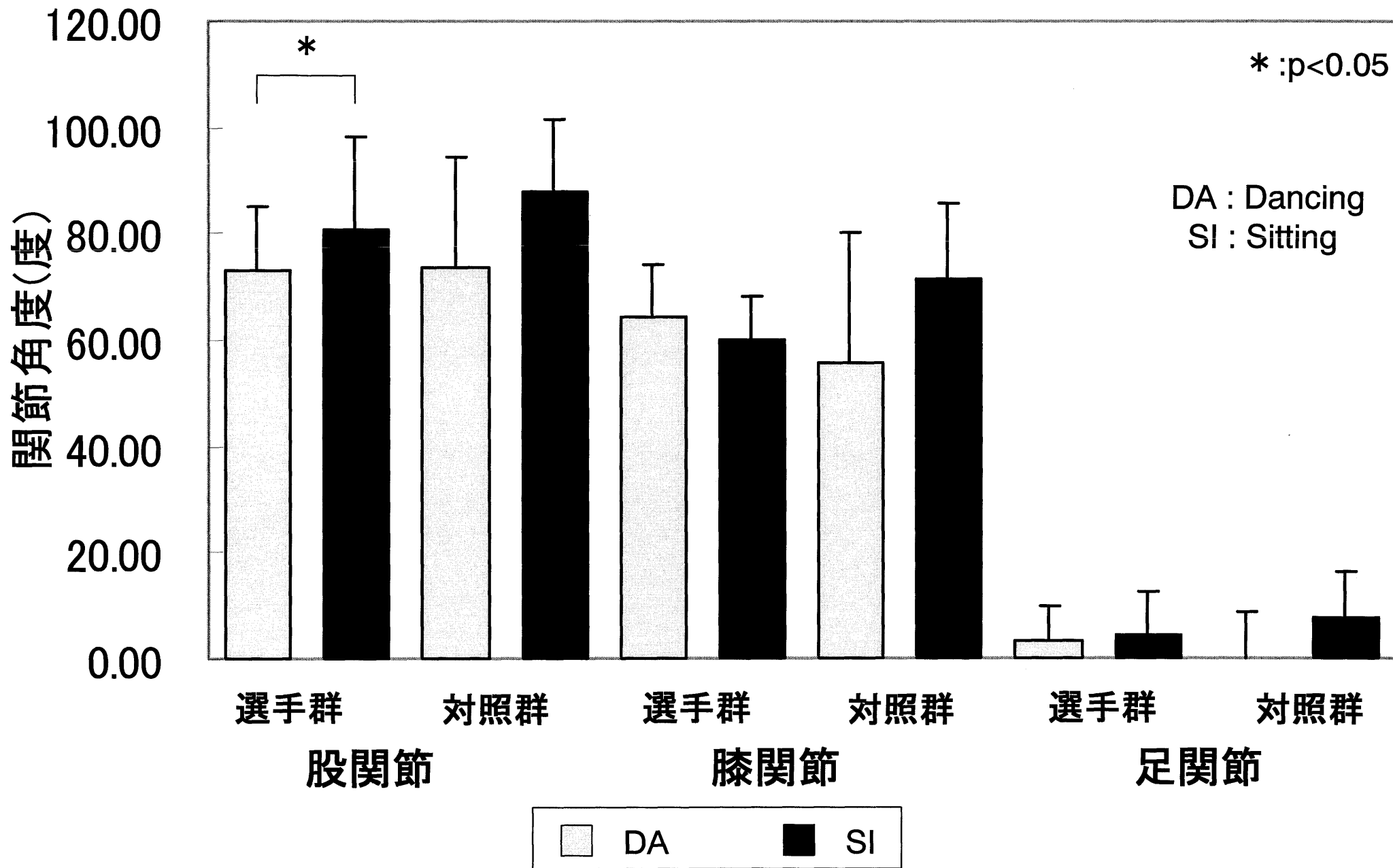


図12 踏み込み局面における走行方法の相違による関節角度の比較

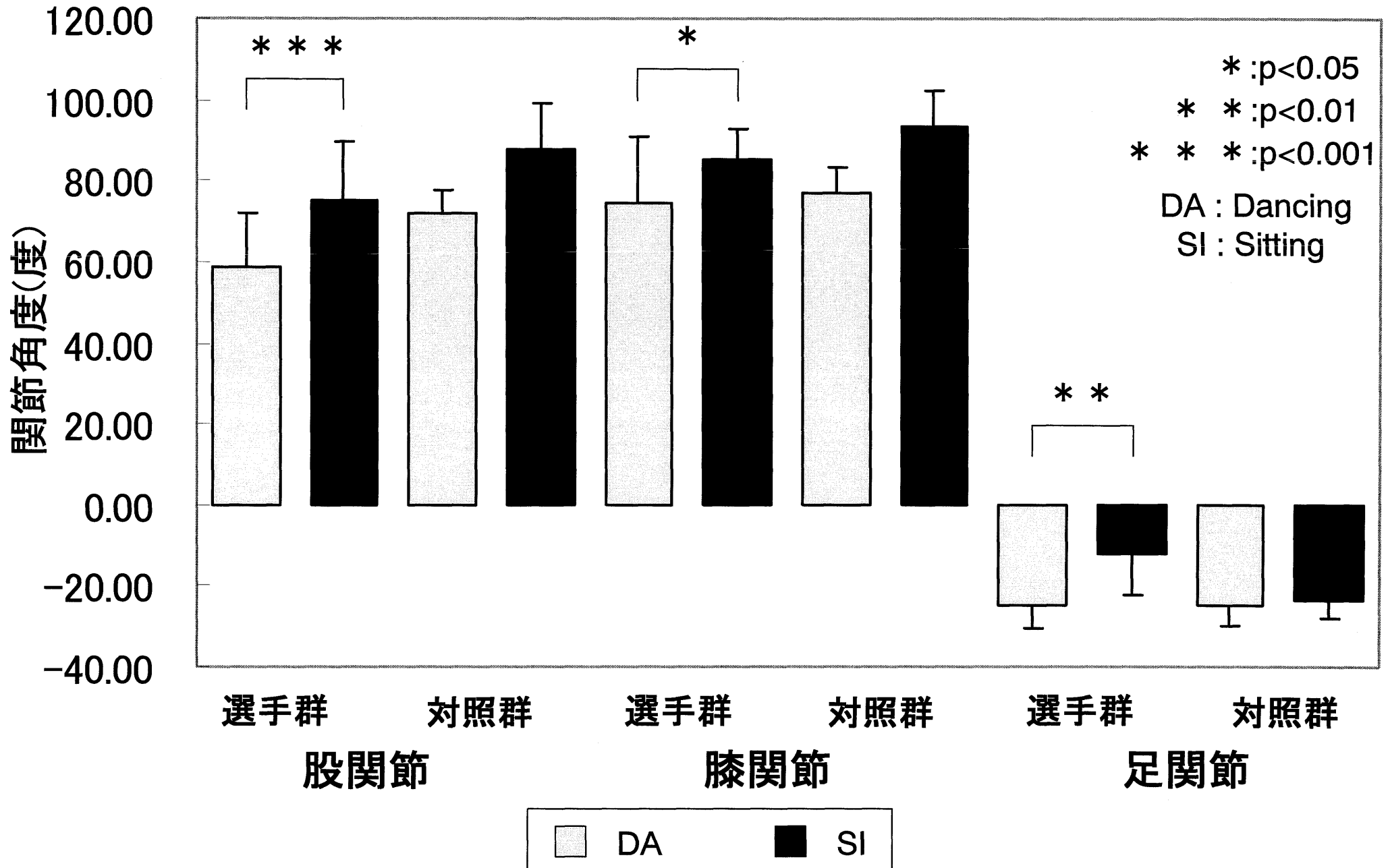


図13 引き上げ局面における走行方法の相違による関節角度の比較

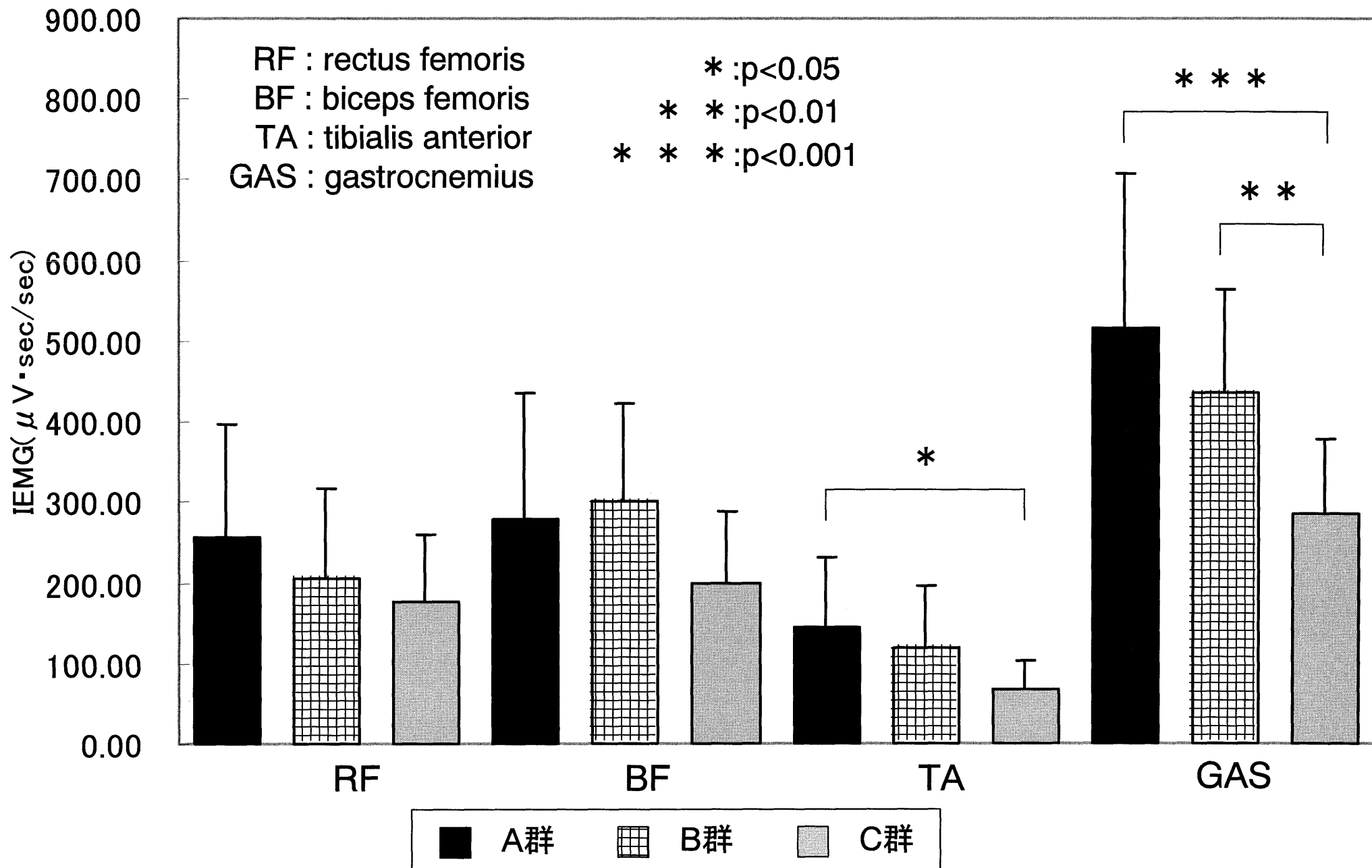


図14 踏み込み局面におけるIEMGの群間比較

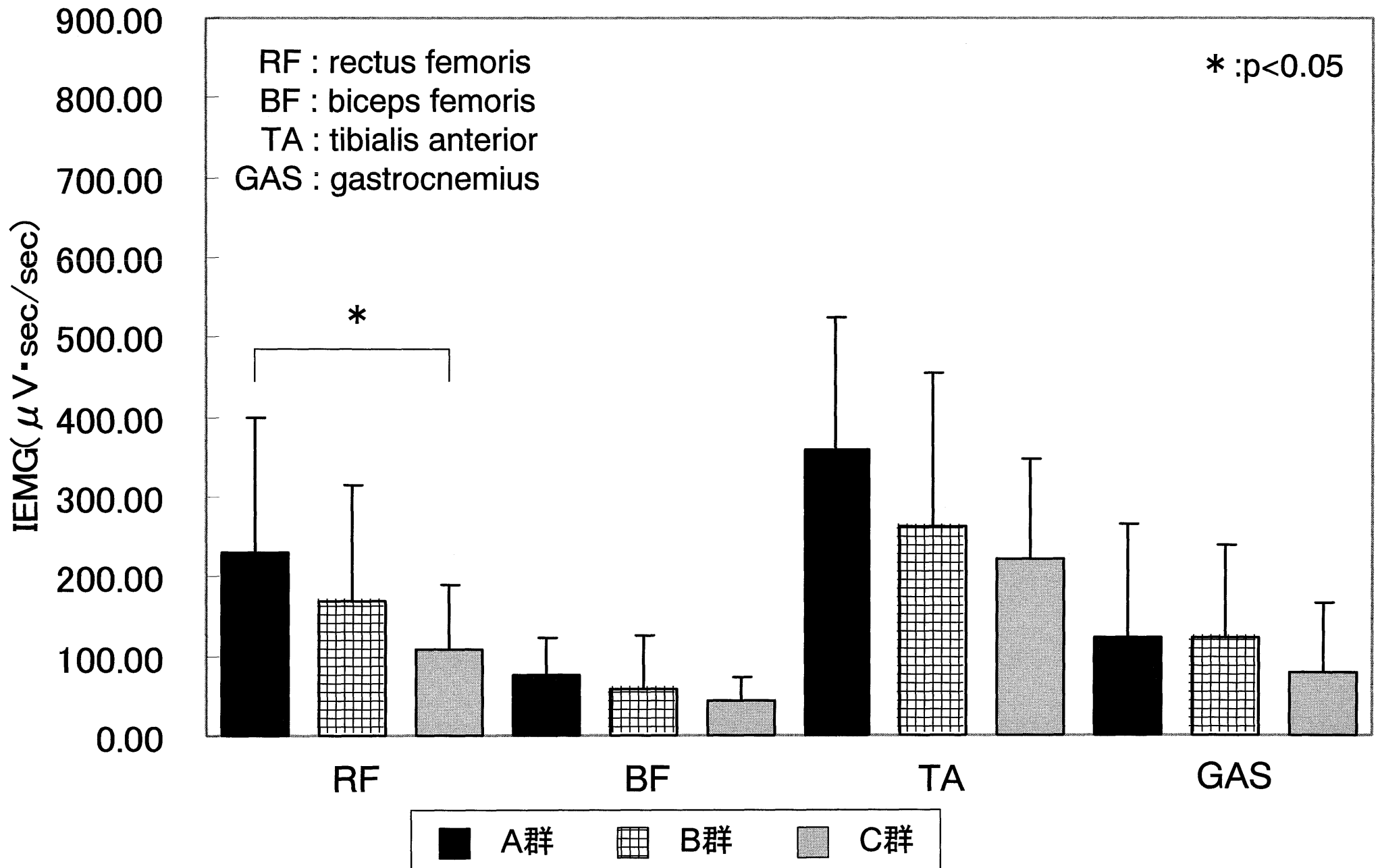


図15 引き上げ局面におけるIEMGの群間比較

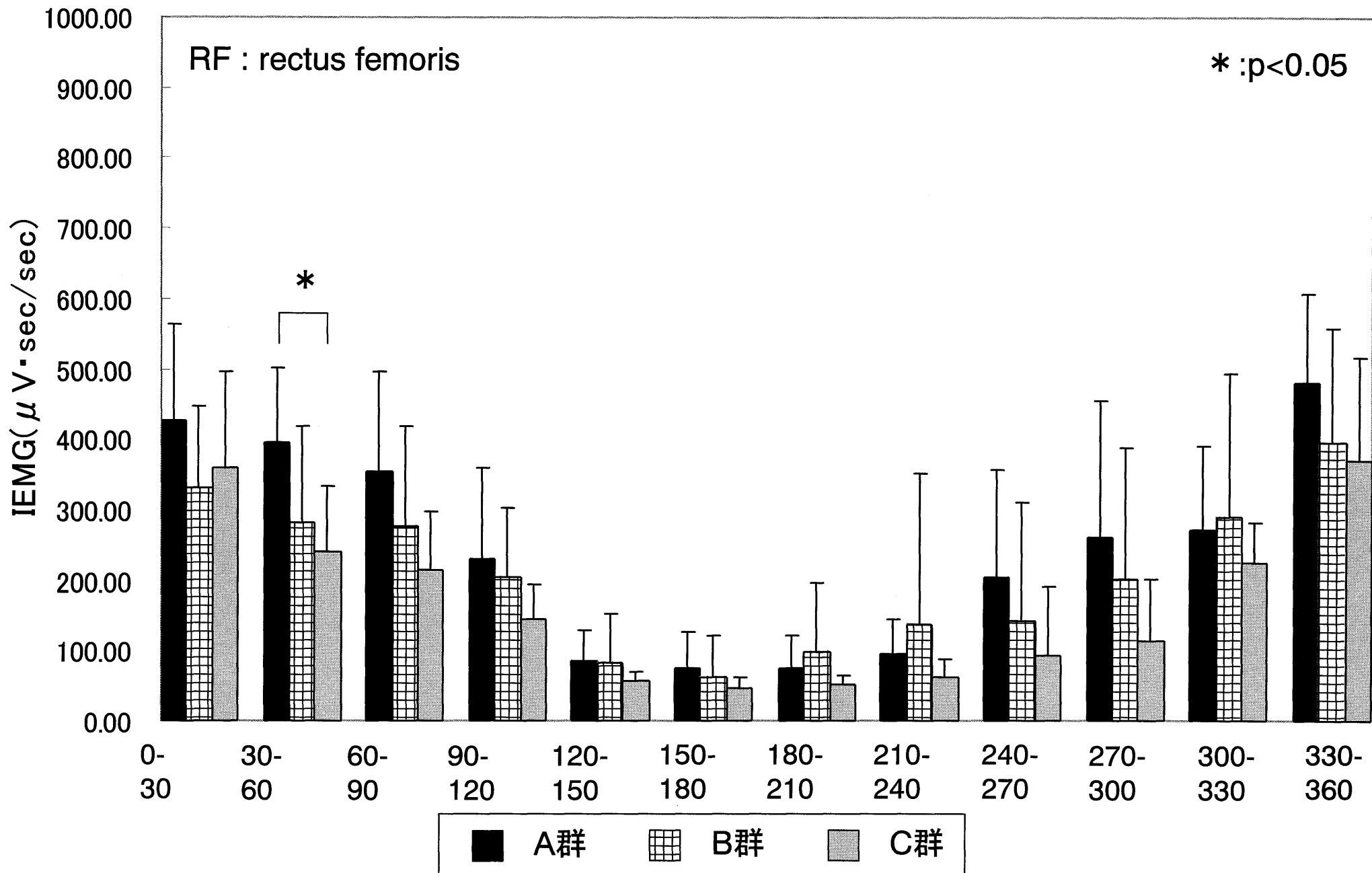


図16 クランク角度区間におけるRF-IEMGの群間比較

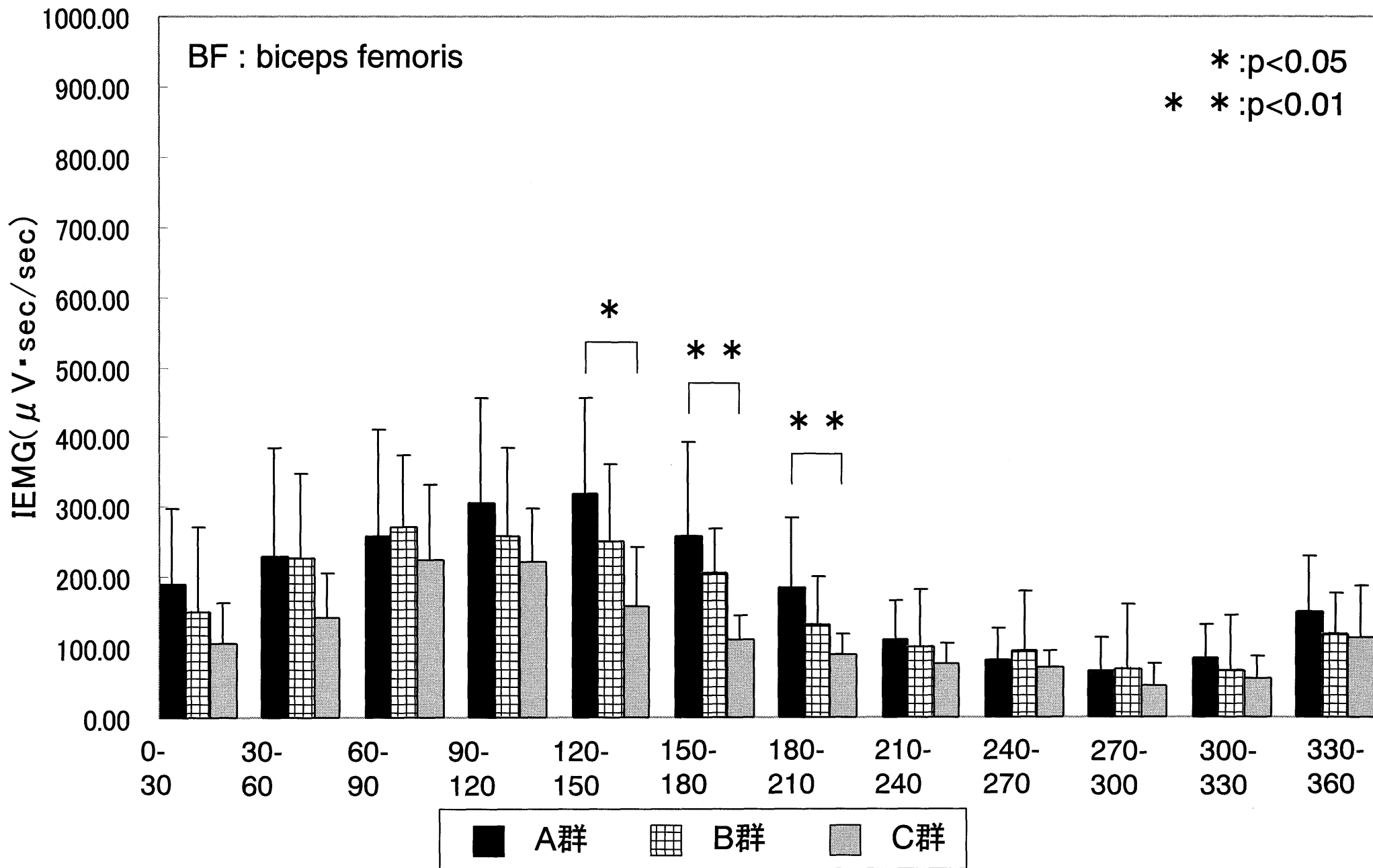


図17 クランク角度区間におけるBF-IEMGの群間比較

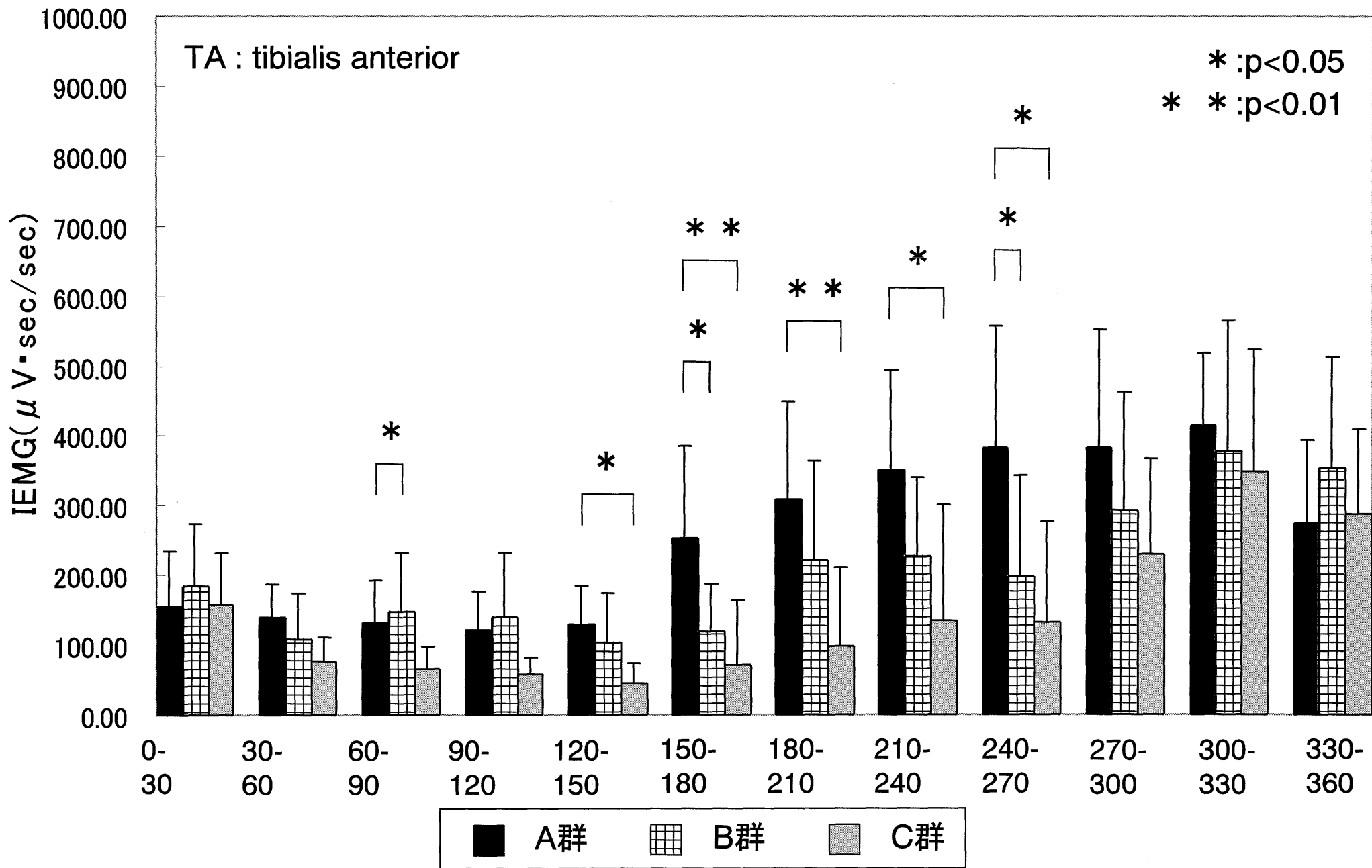


図18 クランク角度区間におけるTA-IEMGの群間比較

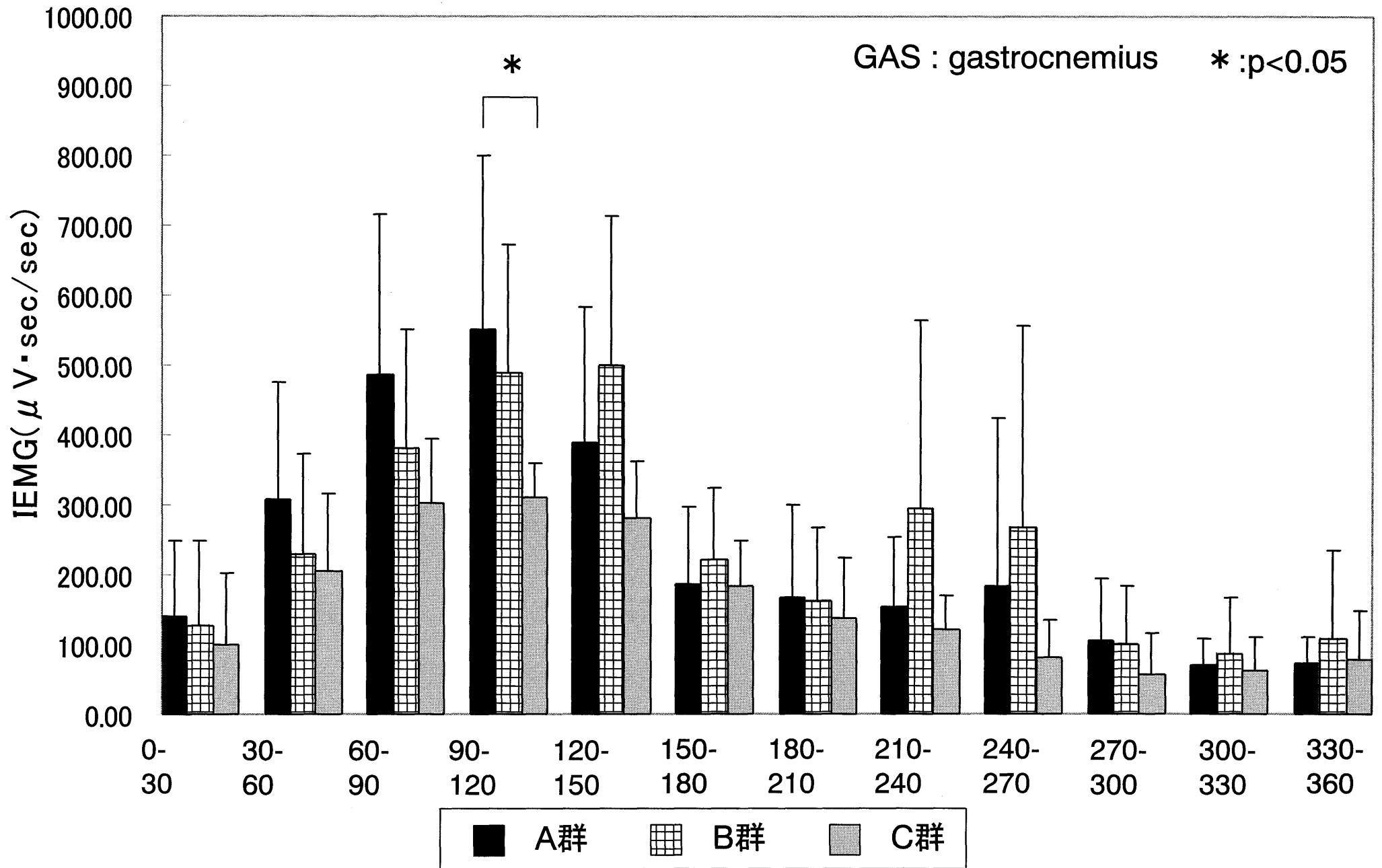


図19 クランク角度区間におけるGAS-IEMGの群間比較

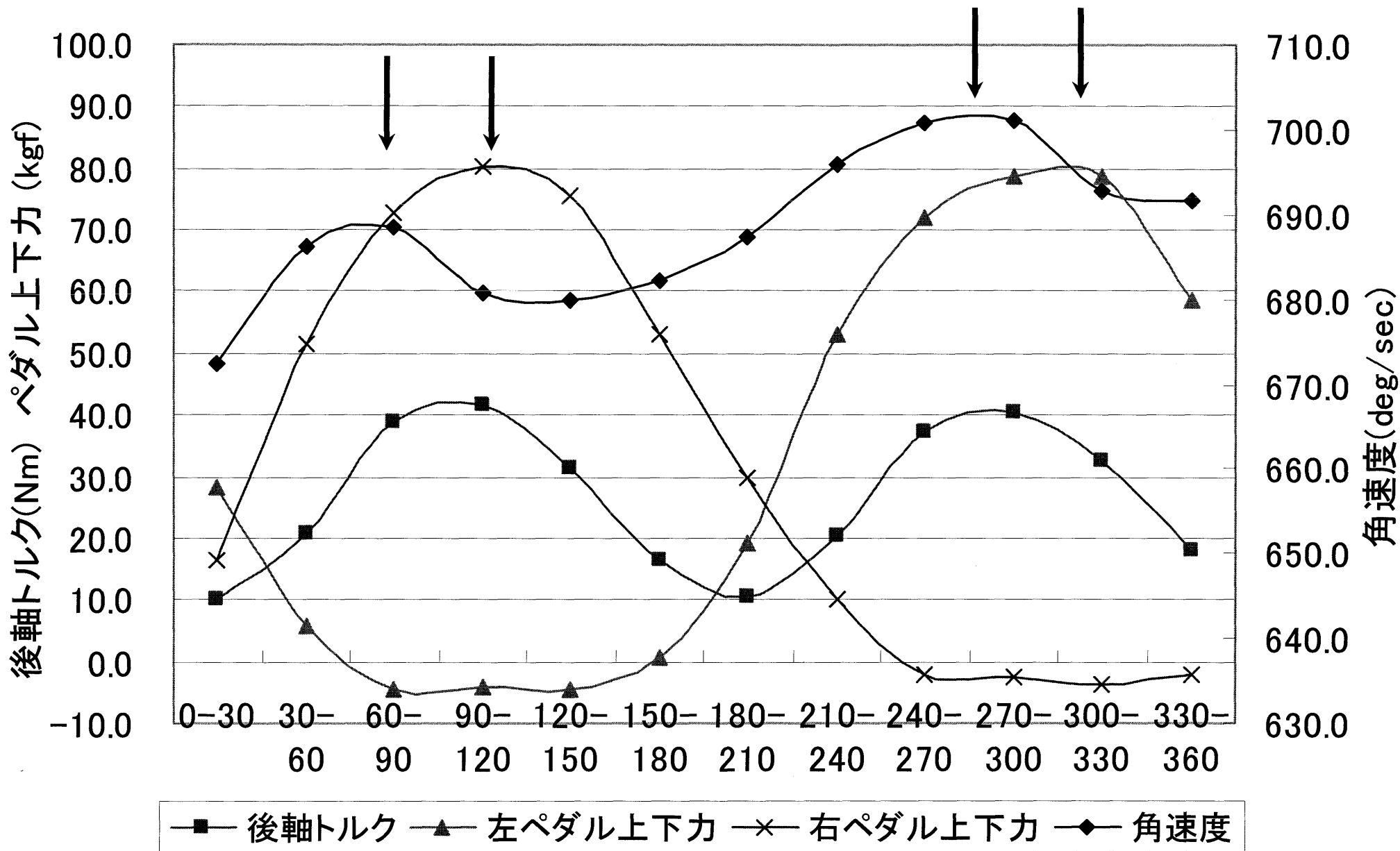
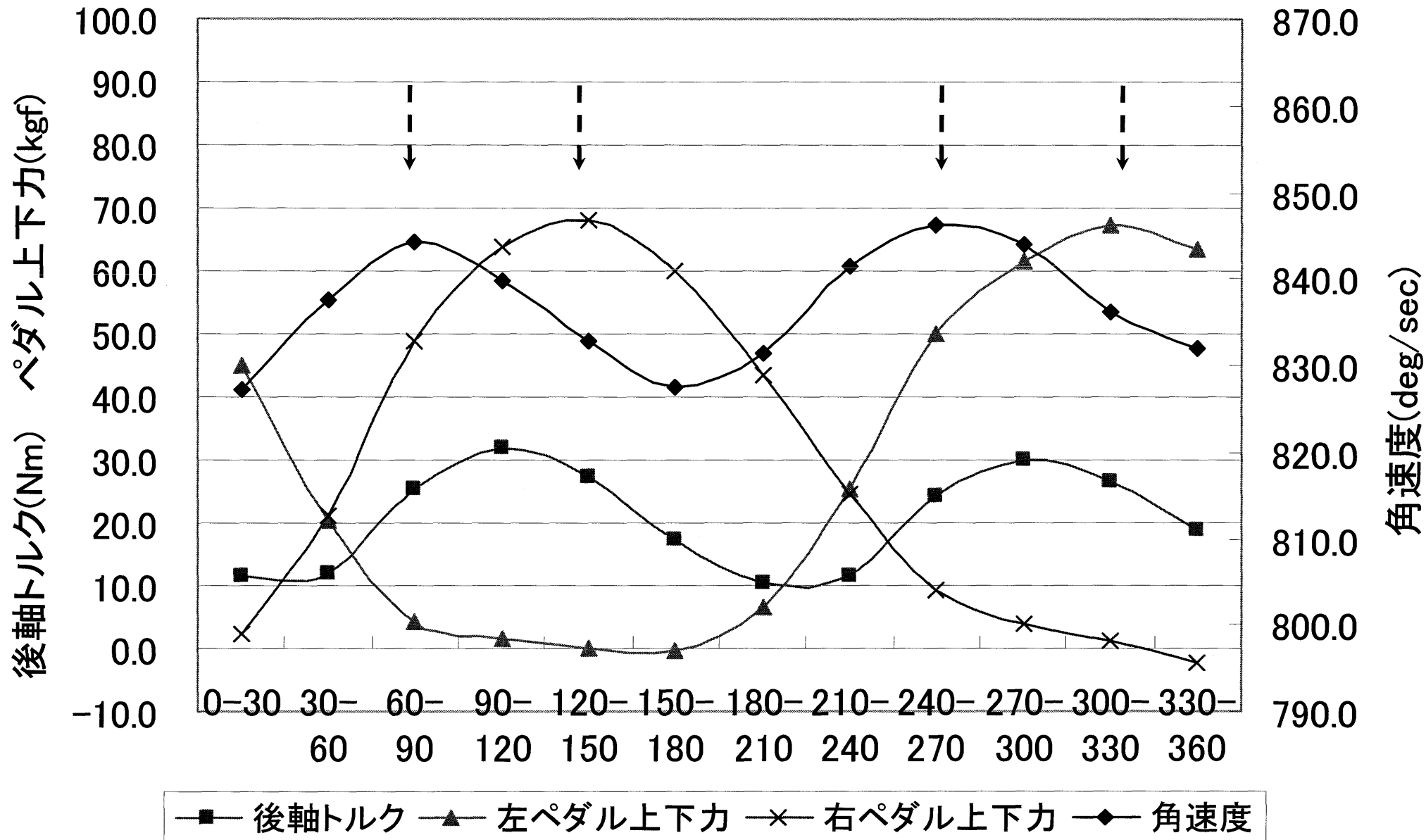


図20 DPにおけるクランク角速度とペダル上下力の時間的な差



ADP:ダッシュ後

図21 ADPにおけるクランク角速度とペダル上下力の時間的な差

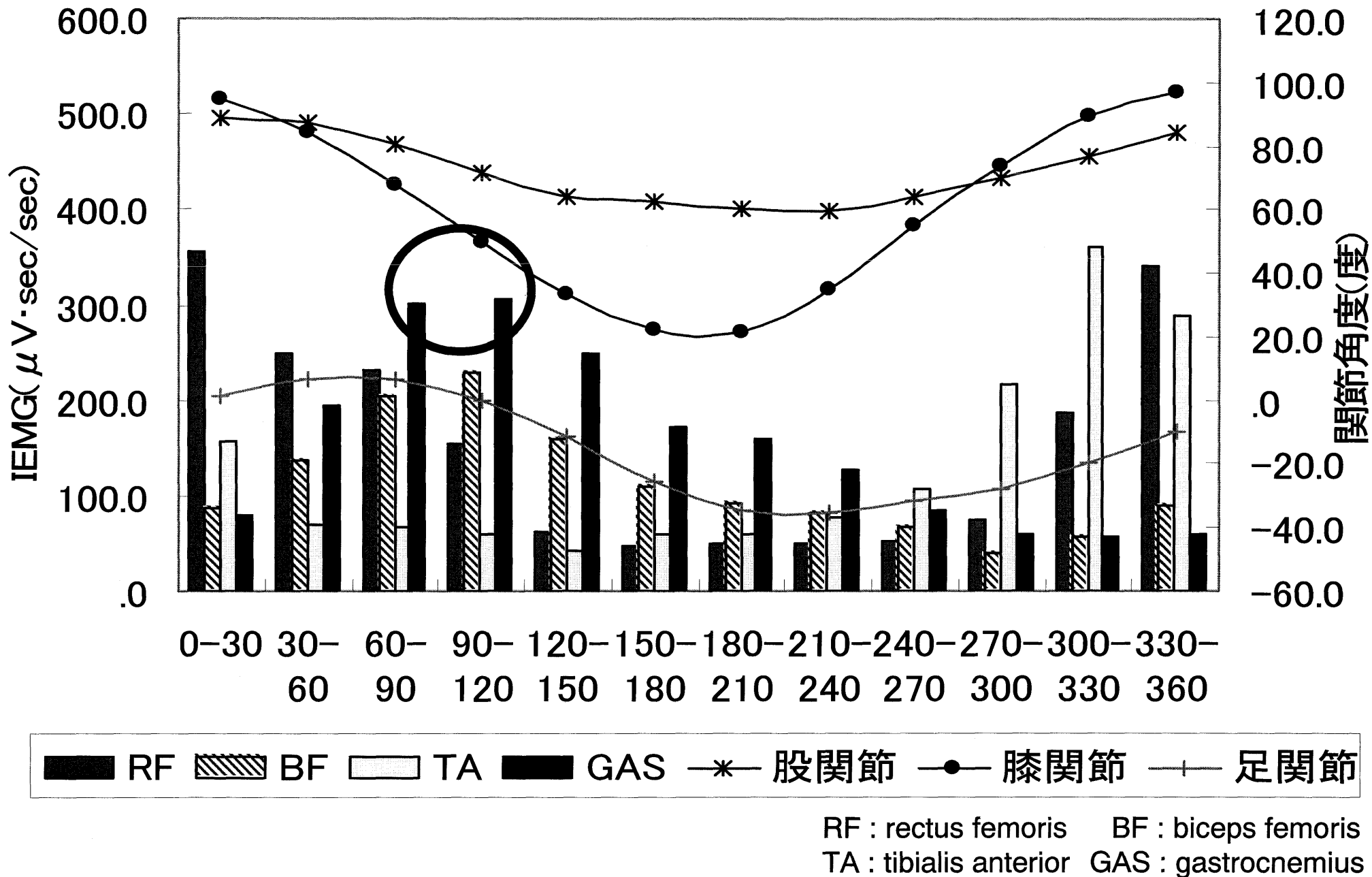


図22 対照群：各クランク角度におけるBFのIEMG

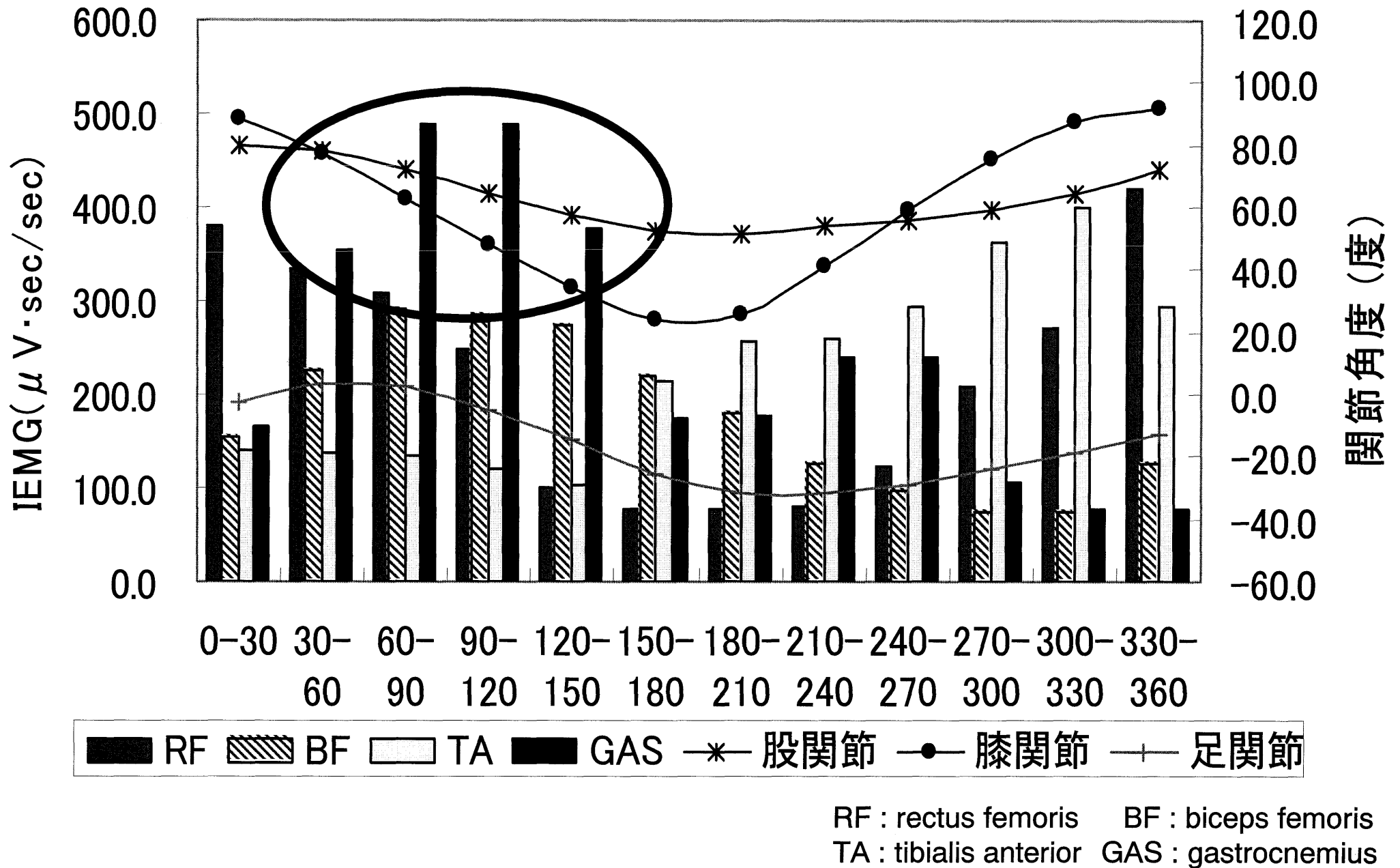
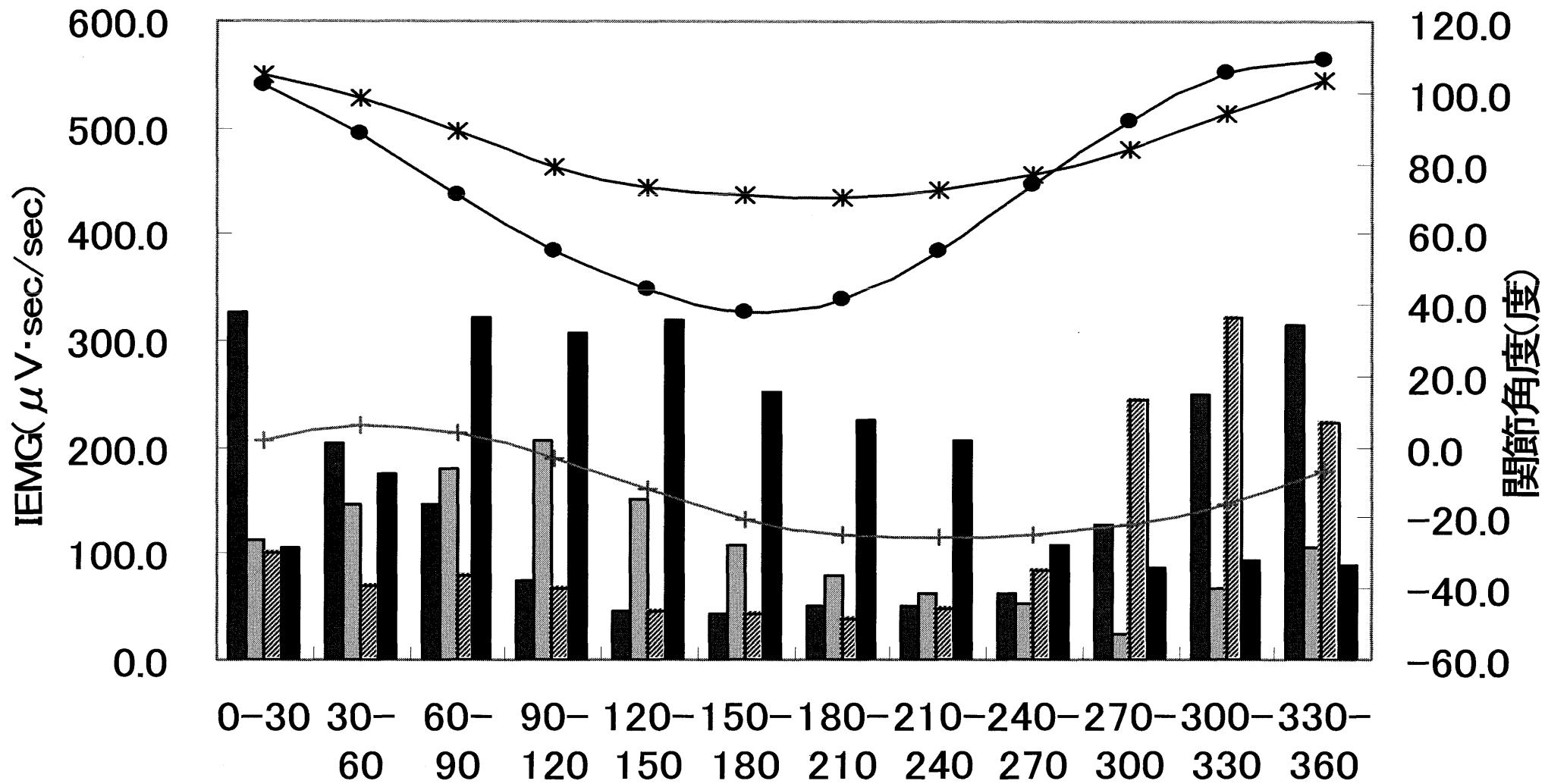


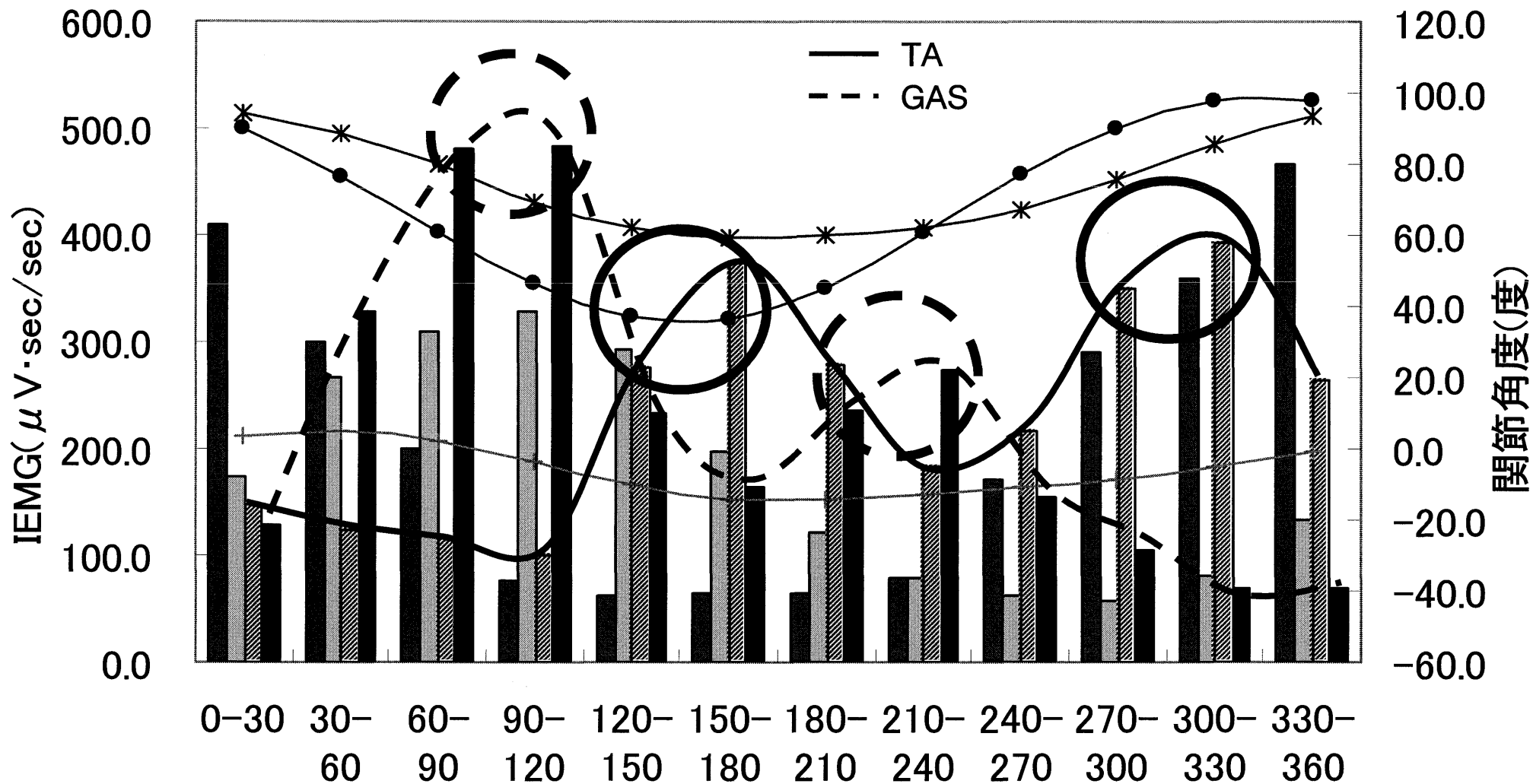
図23 選手群：各クランク角度におけるBFのIEMG



RF
 BF
 TA
 GAS
 *— 股関節
●— 膝関節
+— 足関節

RF : rectus femoris BF : biceps femoris
 TA : tibialis anterior GAS : gastrocnemius

図24 対照群: TA, GASのIEMG



RF
 BF
 TA
 GAS
 股関節
 膝関節
 足関節

RF : rectus femoris BF : biceps femoris
 TA : tibialis anterior GAS : gastrocnemius

図25 選手群: TA, GASにおける二相性のIEMG