

780.1
A17
HO

スポーツ技術の最適化システムの開発 に関するバイオメカニクス的研究

(研究課題番号 10680011)

平成 10 年度～平成 12 年度科学研究補助金 (基盤研究 C(2))

研究成果報告書

平成 13 年 3 月

研究代表者 阿 江 通 良

(筑波大学体育科学系教授)

寄	贈
阿	平
江	成
通	年
良	月
氏	日

01603067

はしがき

スポーツ技術の最適化は、①肉眼、あるいはVTRなどの客観的手段による運動の観察、②パフォーマンスあるいは目標との比較によるスポーツ動作の評価と診断、③欠点や制限要因の究明、④適切な練習法の選択、⑤練習あるいは試行、という過程をへて行われる。このうち、①および②の過程では、実際の動きを目標とする動き（モデル）と比較し、動きの良し悪しを判断することが多い。ここで不可欠な動作モデルの構築法に関してはいくつかの成果が得られているようである。例えば、われわれは一流選手の動きを規格化・平均化して平均動作を作成する方法を開発した（1995,1997）。また国際陸上競技連盟では、一流選手をモデルとして選手のフォームを評価するためのシートを作成している（Tidow,1989,1990など）。

一方、動作の最適化には、骨格筋の働きを考慮したコンピュータシミュレーション手法が有効であると考えられる。Hatze（1981）は骨格筋モデルとコンピュータシミュレーション手法を走幅跳選手の踏切技術の改善に適用する研究を行ったが、練習などの方法学的な過程についてはほとんど言及していない。このように、スポーツ動作の最適化ループの中の③～⑤の過程に関しては、指導やコーチングの現場で経験的には行われているものの、客観的情報を適用したものや科学的研究はまだ少ない。

本研究は、将来、骨格筋モデルおよびコンピュータシミュレーション手法を導入したスポーツ動作の最適化システムを構築することを視野に入れながら、そのプロトタイプともいえるべきシステムをメディシンボール投げ、立幅跳、短距離走における動作の改善に適用し、主としてバイオメカニクスの観点から最適化システムの有効性や問題点を検討しようとしたものである。

本研究を行うにあたっては、予想外の種々の制約があり、当初の目的を完遂で

きなかった。しかし、本研究の目指したところはスポーツ科学における基礎的領域（スポーツバイオメカニクス）と実践的領域（スポーツ方法学）の両領域に関係しており、得られた知見や明らかになった問題点などは、スポーツバイオメカニクス、スポーツ方法学の発展のみならず、将来的には運動評価診断学と呼べるような中間的領域の確立を促すものと期待される。

最後に、研究の遂行にあたり多大な協力をいただいた日本電子計算機(株)の藤田義彦氏、筑波大学陸上競技同好会の皆さん、筑波大学体育科学系 大山圭悟講師、同スポーツバイオメカニクス研究室の諸氏に心より感謝いたします。

研究組織

研究代表者：阿江 通良（筑波大学体育科学系教授）

研究分担者：藤井 範久（筑波大学体育科学系講師）

研究分担者：尾縣 貢（筑波大学体育科学系助教授）

研究協力者：窪 康之（筑波大学大学院博士課程体育科学研究科）

研究協力者：塩野 英彦（筑波大学大学院修士課程体育研究科）

研究経費

平成 10 年度	2, 6 0 0 千円
平成 11 年度	5 0 0 千円
平成 12 年度	5 0 0 千円
合計	3, 6 0 0 千円

研究発表

(1) Ae,M. and Kubo,Y. (1999) : A biomechanical approach to the improvement and optimization of sports techniques. Proceedings of The '99 Seoul International Sport Science Congress, August 23-25, pp.865-886.

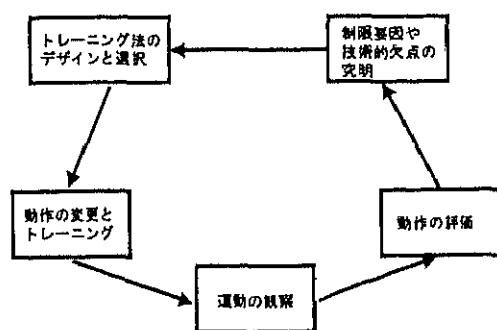
(2) 窪 康之, 阿江通良, 藤井範久 (2000) : 疾走動作の技術トレーニングの効果に関するバイオメカニクス的研究. 第 8 回日本運動生理学会/第 16 回日本バイオメカニクス学会合同大会大阪 2000 論集, p.441.

研究の概要

スポーツ技術の最適化を効果的に行うには、各個人の動作を客観的に評価したり、画像やコンピュータシミュレーション手法などを用いて具体的な動作を、筋の働き方も含めて視覚的に選手や学習者に提示することが不可欠である。しかし、バイオメカニクス的手法を組み込んだ最適化ループを実際の運動に適用したものは少ない。

そこで、本研究では、最新の骨格筋モデルおよびコンピュータシミュレーション手法を導入したスポーツ動作の最適化システムを構築することを意図して、以下のような課題を設定した。

- ①スポーツ技術の最適化ループ（付図）が実際の運動に適用可能かを検討すること。
- ②VTR 動作分析法，フォースプラットフォーム法（地面反力測定法），骨格筋モデル法を用いた最適化システムの構築を試み，陸上競技選手のスプリント動作の改善に適用すること。
- ③筋骨格モデリングソフト（Software for Interactive Musculoskeletal Modeling, MusculoGraphics Inc., 以下 SIMM と呼ぶ）を導入して運用法を研究し，最適化システムへ導入が可能かを検討すること。



スポーツ技術の最適化ループ

1. スポーツ技術の改善および最適化のためのバイオメカニクス的手法の適用

メディシンボール投げおよび立幅跳を例にして、練習前後における被験者の動作をVTR動作分析法およびフォースプラットフォーム法を用いて計測し、身体各部の角度、各関節角度、関節トルク、関節トルクパワー、力学的エネルギーの流れなどを算出し、パフォーマンスやこれらの測定項目を練習前後で比較した。練習（技術トレーニング）では、まず被験者に練習前の測定結果および改善点を提示し、VTRを用いて試技を常にモニターして、意図した動作ができているかを確認しながら試技を行わせた。その結果、パフォーマンスが向上した被験者には、力学的仕事（パワー）が向上したもの、力学的エネルギーの有効性が向上したもの、両方が向上したものなどがあること、力学的エネルギーの流れを分析することによって技術トレーニングの効果が明確に把握できることなどがわかった。また、パフォーマンスの有意な向上、動作の変化などが定量化できることから、バイオメカニクス的手法はスポーツ動作の分析のみならず、改善のための示唆を引出し、技術トレーニングにも有効なことが明らかになった。

2. 技術トレーニングによるスプリント動作の変化に関するバイオメカニクス的研究

ここでは、まず混成競技選手15名のコントロールテストの50m全速疾走動作を高速度VTRで撮影した。そして、1.と同様のバイオメカニクス的手法により分析した被験者の動作をVTR画面あるいはコンピュータのディスプレイに表示し、一流選手のデータから作成した短距離走の標準動作モデルと比較して被験者の動作を評価した。次いで、各被験者のスプリント動作をスティックピクチャーの形で被験者に提示し、動作の特徴や問題点などを指摘した。そして、被験者の疾走動作を定期的に（毎月1回）高速

度VTRで撮影し、動作の改善を図ることにした。しかし、混成競技選手では多種目の技術練習が不可欠なため、スプリント練習のみに十分な時間がさけなかった、試合期のトレーニングや競技会のスケジュールなどの制約が多かったことなどにより、最適化システムを導入したスプリントトレーニングが十分に行えず、意図した成果を収めることができなかった。

そこで、陸上競技選手（同好会）13名を被験者として最適化システムの有効性を検討することにした。この実験では、疾走動作を高速度VTRカメラで撮影するとともに、地面反力を計測した。そして、同様の方法で被験者のスプリント動作を動作モデルと比較するとともに、地面反力パターン、関節トルクパターンを算出し、被験者の疾走動作を評価した。その結果、これらの被験者に共通して、離地後の脚の回復が遅れる、接地距離が大きく、ブレーキが大きいなどの欠点があることがわかった。

技術トレーニングでは、分析結果にもとづいて技術的課題の修正法（脚の流れの改善法、股関節の動かし方など）を教示したのち、疾走動作をVTRで撮影し、直ちにVTRモニターで動作を検討した。そして、改善点を示唆し、それを意識して疾走するという最適化ループを1日4～5回、週3日、2週間行った。その結果、大部分の被験者が疾走速度の増大を示すとともに、疾走動作の変化を示した。疾走動作をバイオメカニクスの的に検討した結果、多くの場合、ピッチが増大し、股関節を介して大腿に伝達される力学的パワーが大きくなっていることがわかった。

3. 筋骨格モデリングソフト（SIMM）の運用法の検討

本筋骨格モデリングソフトの運用法を検討するため、2名の男子大学中距離選手に3種の接地法（固有、足先接地、踵接地）によりレーススピードの60%で疾走させた。そして、動作に関するバイオメカニクスデータを force

platform 法, VTR 撮影法, 筋電図法により収集し, 逆動力学的手法および SIMM を用いて, 下肢関節の関節トルク, 関節トルクパワー, 個々の下肢筋によって発揮された筋張力, 筋トルクなどを推定した. その結果, 関節トルクや関節トルクパワーによっても接地法や疾走速度の下肢筋群への影響をとらえられるが, SIMM を用いることによって, 筋長変化および筋の伸張短縮速度を反映した筋トルクの変化 (例えば, 足先接地ではひらめ筋のトルクが大きく, また立ち上がりも早いこと) を推測できることがわかった. しかし, SIMM を大きな筋出力の伴う運動に適用する場合には, SIMM 内部の筋の力学的特性に関する係数を変更する必要があるなど, スポーツ動作への適用および運用にはさらに改善が必要なことがわかった.

また, 今後, 機構解析ソフト (SD/FAST, Symbolic Dynamics Inc.) や DynamicsPipeline (MusculoGraphics Inc.) を導入することによって, 筋骨格モデルおよびコンピュータシミュレーションをスポーツ動作の最適化に活用できるようになると考えられる.

技術トレーニングによるスプリント動作の変化
に関するバイオメカニクス的研究

技術トレーニングによるスプリント動作の変化 に関するバイオメカニクス的研究

1. 目的

本研究では、主に下肢のパワーにより連続的な身体の投射を維持することがねらいとされる運動の代表例としてスプリント動作をとりあげ、最適化ループを適用した練習による動作の変化を明らかにし、システムの効果を検討することを目的とした。

2. 研究の流れ

本研究の目的を達成するため、大学陸上競技同好会に所属する学生 13 名（男子 9 名、女子 4 名）を対象として、動作の改善による疾走速度増大を目的とした技術トレーニングを行った。技術トレーニングは、1) 技術トレーニングの準備、2) 技術トレーニングの実施、3) 技術トレーニングの効果の検証という段階を踏んで行った。以下では、各段階についての詳細を示すことにする。

2.1 技術トレーニングの準備

①Pre-training 実験

被験者らのスプリント動作の実態を把握するため、図 1 に示すような Pre-training 実験を行った。実験試技は 40m 加速走とし、被験者らには、徐々に加速した後 25m 地点から 35m 地点の間 10m を最大速度で走り抜けるよう指示した。各被験者とも 2~3 回の試技を行った。

25~35m 区間を分析区間として以下の計測を行った。高速度 VTR カメラ (NAC, HSV-C³) を用い、側方からのパンニング撮影を毎秒 250 コマ、露出時間 1/1000 秒で行った。これと同時にフォースプラットフォーム (KISTLER, 9281A) を用い、地面反力をサンプリング周波数 500Hz で計測した。画像データと地面反力デー

タを同期するため、発光ダイオードを画像内に写しこみ、発光と同時に出力される同期信号が地面反力データとともにAD変換されてコンピュータに保存されるようにした。

② トレーニング内容の検討

Pre-training 実験において各被験者が行った2~3試技の中から、分析区間の平均疾走速度が最大であったものを分析試技とし、VTR画像および地面反力データをもとに2次元動作分析を行った。算出項目は、キネマティクスの変量として身体重心の位置および速度、各部分の角度および角速度など、キネティクスの変量として関節力、関節トルク、関節力パワー、関節トルクパワーなどであった。これらの変量の算出方法は後述する。

これらの変量を、世界一流選手から得られた動作の平均モデル(Ae et . al, 1997)やその他の先行研究(伊藤ら, 1994)と比較して各被験者の疾走動作の改善点を検討した。このようにして導き出された改善点は、各被験者に対して詳細に説明された。図2~5は、動作の改善点や技術トレーニングを行う上での留意点をまとめて各被験者に配布した資料の一例である。説明の際には、配布資料だけでなく、VTR画像やスティックピクチャを利用して被験者の動作と一流選手の動作を比較したり、関節トルクの経時的パターンを示すなどして、トレーニングにおける留意点を理解し易くした。

2.2 技術トレーニングの実施

前段階で提示した改善点に基づき、疾走動作の技術トレーニングを行った。トレーニングは、改善点を意識した約40mのスプリント走を1日に4~5本、週3日、3週間に渡って行うというものであった。トレーニング中はビデオカメラで走動作を撮影し、練習走を行うごとにモニタ上で各自の動作を確認できるようにした。

2.3 技術トレーニングの効果の検証

技術トレーニングの効果を検証するため、Pre-training 実験と同様の実験的計測 (Post-training 実験) および 2 次元動作分析を行った。さらに、全身で発揮した力学的エネルギーが疾走速度に有効に利用されたかという観点からトレーニング効果を検討するため、全身の総仕事、平均パワー、力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI: effectiveness index) を算出した。これらの変量の算出方法は後述する。

3. データ処理

各被験者の分析試技に対し、以下のようなデータ処理を行った。VTR 画面上の身体分析点および校正マークをビデオ動作解析装置 (DKH, Frame-DIAS) を用いて 1 コマおき (毎秒 125 コマのサンプリング周波数に相当) にデジタル化した。VTR 画面上の座標データを校正マークをもとに実長換算し、分析点ごとに決定した遮断周波数で平滑化を行った。遮断周波数の決定は、Wells and Winter(1980)の方法に基づいて行い、平滑化には、Butterworth low-pass digital filter を用いた。なお、分析点ごとの遮断周波数は、X 成分、Y 成分ともに 4~10Hz の範囲であった。

4. 算出項目と算出法

①重心変位および速度

阿江 (1996) による係数を用いて身体重心の変位を求め、これを数値微分して重心速度を求めた。

②部分角度および角速度

各部分の絶対角度を算出し、これを数値微分して部分角速度を求めた。

③関節力および関節トルク

身体を左右の手，前腕，上腕，足，下腿，大腿および頭部，体幹の14部分からなる2次元剛体リンクモデルに置き換えた。平滑化した実座標データと阿江(1996)による係数を用いて各部分の質量，質量中心位置，慣性モーメントを推定し，13の関節(左右の手，肘，肩，足，膝，股および首)について関節力および関節トルクを逆動力学的手法により算出した。ただし，13名中2名については地面反力の計測ができなかったため，キネティクスの変量は残りの11名についてのみ算出した。

④関節力パワー，関節トルクパワー，セグメントトルクパワー

関節力パワー(JFP_j)，関節トルクパワー(JTP_j)，セグメントトルクパワー(STP_{i/j})を以下の式によって算出した。

$$JFP_j = F_j \cdot v_j \quad (1)$$

$$JTP_j = T_j \cdot J\omega_j \quad (2)$$

$$STP_{i/j} = T_j \cdot S\omega_i \quad (3)$$

ここで， F_j は関節jに作用する関節力， v_j は関節jの並進速度， T_j は関節jに作用する関節トルク， $J\omega_j$ は関節jの角速度， $S\omega_i$ は部分iの角速度である。STP_{i/j}は，関節jの筋群を介して部分iに流入あるいは流出したパワーである。

⑤全身の総仕事(Wwb)，平均パワー，力学的エネルギー利用の有効性指数(EI)

1 サイクル中の関節jの絶対仕事(Wab_j)を式(4)により求めた。

$$Wab_j = \int_{Ron}^{Ron2} |JTP_j| dt \quad (4)$$

ここで，Ron および Ron2 は，それぞれ1回目の右足接地時刻および2回目の右足接地時刻である。

総仕事(Wwb)を全13関節でなされた絶対仕事の総和として式(5)により求めた。

$$W_{wb} = \sum_{j=1}^{13} W_{ab_j} \quad (5)$$

平均パワーを式(6)により求めた。

$$\text{mean power} = \frac{W_{wb}}{\text{cycle time}} \quad (6)$$

ここで cycle time は1サイクルに要した時間、すなわち、Ron-Ron2 間の時間である。

力学的エネルギー利用の有効性指数(EI: effectiveness index)を式(7)により求めた。

$$EI = \frac{V_y}{\text{mean power/body weight}} \quad (7)$$

ここで、 V_y は1サイクル中の平均水平速度である。

本研究では、各種変量がトレーニング前後で変化したか否かを確認するため、対応のある t 検定を用いた。有意水準は5%とした。

5. 結果

5.1 パフォーマンスの変化

図6は、全被験者の疾走速度、ストライド、ピッチをトレーニング前後について示したものである。図中の曲線と数字は、同一速度を示しており、右上にプロットされたものほど速度が大きかったことを示す。

トレーニング後では、13名中被験者Hを除く12名の疾走速度が増加した。平均値と標準偏差は、トレーニング前が 8.26 ± 1.13 m/s、トレーニング後が 8.50 ± 0.92 m/s であり、有意に増加していた ($p < 0.001$)。また、主にストライドが増加したものが6名(被験者G, A, H, M, Se, Y)、主にピッチが増加したものが4名

(被験者 N, Si, T, Sa), ストライドとピッチの両方が増加したものが 3 名(被験者 R, I, K)であった。

5.2 キネマティクス的变化

図 7 は, 被験者らに示した動作の改善点のうち主要な 5 項目に関するキネマティクスの評価指標, すなわち, ①蹴り脚を流さないことの指標として遊脚大腿角度の最小値, ②下腿を巻き込み過ぎないことの指標として遊脚下腿角度の最小値, ③大腿の引き出しを素早く行うことの指標として逆脚接地時の遊脚大腿角度, ④大腿を上げ過ぎないことの指標として遊脚大腿角度の最大値, ⑤接地期中に脚がつぶれないようにすることの指標として接地脚膝関節角度の最小値をトレーニング前後について示したものである。①, ②, ③, ⑤は増加するほど, ④は減少するほど望ましい方向に改善したことを示す。

5 つの評価指標のうち, 有意な改善がみられたのは⑤接地脚のつぶれのみであった (Pre: 137.3 ± 5.4 deg; Post: 141.5 ± 2.8 deg; $p < 0.001$)。他の 4 指標については, 改善したものとしなかったものがほぼ同数ずつであった。

表 1 は, 5 つの評価指標におけるトレーニング前後の増加量間の相関係数を示したものである。遊脚の流れと下腿の巻き込み (①-②), 下腿の巻き込みと大腿の引き出し (②-③) には相乗的な改善を示す有意な相関関係が, 遊脚の流れ, 下腿の巻き込み, 大腿の引き出しと大腿の上げ過ぎ (①-④, ②-④, ③-④) には相反的な改善を示す有意な相関関係がみられた。また, 接地脚のつぶれの改善は, 他の動作の改善とは無関係であった。

5.3 キネマティクス的变化とキネティクス的变化の関係

前述のキネマティクス的变化がどのようなキネティクス的变化により生じたかを検討するため, 部分に作用した関節力および関節トルクについて以下の分析を行った。図 8 に示したように, 部分の端点には関節力および関節トルクが

作用するが、部分重心に対する関節力のモーメントと関節トルクは部分の角加速度を生じさせる力学的原因となる。そこで、図9のようにスプリント動作1サイクルを5局面に分割し、各局面で関節力モーメントおよび関節トルクを時間積分してこれらの角力積を求めた。そして、トレーニングによる角力積の変化量とキネマティクスの評価指標の変化量との相関係数を算出し、有意であったものを図10に示した。角力積の符号は、反時計回りを正として考えた。

1つ目は、接地期前半(C1)における接地脚股関節伸展トルクの角力積と接地脚のつぶれであった。これは、接地期前半の股関節伸展トルクが増加したもののほど接地中の下肢のつぶれが改善したことを示している。

2つ目は、接地期後半(C2)における接地脚股関節屈曲トルクの角力積と大腿の引き出しであった。これは、接地期後半の股関節屈曲トルクが増加したもののほど大腿が素早く引き出されるようになったことを示している。

3つ目は、遊脚期中(A2)の下腿に対する膝関節力の伸展モーメントの角力積と下腿の巻き込みであった。これは、遊脚期中に下腿を前方へ振り出すような膝関節力によるモーメントが増加したもののほど下腿の巻き込みが改善したことを示している。

5.4 平均パワーおよびEIの変化

表2は、1サイクル中に全身で発揮された平均パワーとEIについて各被験者のトレーニング前後の値およびその平均値と標準偏差を示したものである。

平均パワー、EIともトレーニングによる有意な変化はなかった。これは、疾走速度の増加が、主に平均パワーの増加によってなされたものと主にEIの増加によってなされたものとがいたことを示すものである。なお、表3および図11～14にはこれらの典型例のデータを示した。

5.5 パワーの流れの変化

図 15 は、技術トレーニング後の平均パワーの増加率がもっとも大きかった被験者 I と、EI の増加率が最も大きかった被験者 Y を典型例としてとりあげ、股関節を介した両脚の力学的パワーの流れをトレーニング前後について示したものである。パワーは、両脚空中期(図 9 の A1)の平均値として算出した。直線の矢印は股関節力パワーを、曲線の矢印は股関節トルクによる大腿に対するセグメントトルクパワーを示している。ここで、関節力パワーは関節を介して部分間で伝達されたパワーを、セグメントトルクパワーは股関節筋群を介して大腿に流入したパワーを表している。

両被験者あるいはトレーニングの前後に関係なく、両脚空中期における主要なパワーの流れは以下のようなものであった。引き出し脚(実線)に対しては正のセグメントトルクパワーと正の関節力パワーが発揮され、振り戻し脚(破線)に対しては正のセグメントトルクパワーと負の関節力パワーが発揮されていた。ただし、両脚とも股関節力パワーの絶対値がセグメントトルクパワーに比べて著しく大きかったため、引き出し脚においては正味の正のパワー、すなわちパワーの流入が、振り戻し脚においては正味の負のパワー、すなわちパワーの流出がなされていたことになる。

被験者ごとにトレーニング前後を比較すると、被験者 I は、引き出し脚については、正のセグメントトルクパワー、正の関節力パワーとも増加し、正味の流入が増加した。また、振り戻し脚については、正のセグメントトルクパワーは増加したが負の関節力パワーの増加が上回り、正味の流出が増加した。したがって、被験者 I は、股関節筋群によるパワーと部分間で伝達されたパワーの両方を増加させて両脚における正味のパワーの流入・流出を増加させたことになる。

一方の被験者 Y は、引き出し脚については、正のセグメントトルクパワーは

減少したが正の関節力パワーの増加が上回り、正味の流入が増加した。また、振り戻し脚においては、正のセグメントトルクパワーは減少したが負の関節力パワーの増加が上回り、正味の流出が増加した。したがって、被験者 Y は、股関節筋群によるパワーを減少させながら部分間の伝達を大きく増加させたことで両脚における正味のパワーの流入・流出を増加させたことになる。

6. 考察

6.1 パフォーマンスおよび動作の変化

13 名中 12 名の疾走速度が技術トレーニング後に増加したことから (図 6)、本研究で実施した技術トレーニングのねらいは達成できたといえよう。ただし、ストライドとピッチの変化には一定の傾向がなく、疾走速度増加の要因をストライドあるいはピッチの変化のみで説明するのは困難と考えられる。

技術トレーニングにおいて強調された 5 つの主要な動作改善項目のうち、接地脚のつぶれに関しては有意な改善がみられた (図 7)。したがって、接地脚のつぶれの改善は、疾走速度の増加に貢献した動作の変化の 1 つと考えてよからう。また、他の 4 項目についてもトレーニング効果がみられなかったわけではなく、いずれの項目も約半数の被験者に改善が見られた。さらに、蹴り脚の流れ、大腿の引き出し、下腿の巻き込みなど、後方に流れた脚を前方へ引き出すことに関連する項目は相乗的に改善する傾向にあった (表 1)。このことは、スプリント動作のように循環的な運動においては、ある 1 つの欠点が改善できればそれに関連する複数の欠点の改善が期待できると考えられる。しかし、その一方で、脚の引き出しに関連する項目と引き出した脚を着地に向けて振り戻すことに関連する項目 (腿上げ角) は相反的に改善する傾向がみられた。このことは、脚の引き出しと振り戻しなどのように相反する動作を同時に改善するのは困難であり、被験者はどちらかを選択して重点的に改善していたと考えられる。

6.2 動作の変化とキネティクス的变化の関係

動作の変化とキネティクス的变化との相関関係を検討したところ(図10), 接地期前半の股関節伸展トルクの増加が接地脚のつぶれを改善できること, 接地期後半の股関節屈曲トルクの増加が遊脚大腿の引き出しを早めること, 下腿に対して振り出し回転を生じさせる膝関節力モーメントの増加が下腿の巻き込み過ぎを改善できることが示唆された。

これらのことは, 被験者に配布した資料(図2~5)に記述したいくつかの意識のポイントが反映された結果と考えられる。例えば, 遊脚期の後半において地面を強く踏みつけることを意識させたことで接地期前半の股関節伸展トルクが増加でき, 接地脚のつぶれが改善できた, あるいは, 遊脚期では下腿を巻き込むような意識ではなく, 足首を膝に向かって引き出すようにイメージすることで下腿を振り出す膝関節力モーメントを増加でき, 下腿の巻き込み過ぎが改善できた等である。また, 例示した資料には記述がないが, 接地期後半では, いつまでも地面を蹴り続けずに早いタイミングで股関節の屈曲を開始するよう意識させたことが, 接地期後半の股関節屈曲トルクを増加させて大腿を素早く引き出すのに効果があったと考えられる。

以上のように, 動作の変化とキネティクス变化の関係を検討することは, 動作の変化の力学的原因を検討できるだけでなく, 技術トレーニングにおける意識のポイントの妥当性を検証できると考えられる。

6.3 力学的エネルギーに関する変数から見た技術トレーニングの効果

式(6)の定義から, 疾走速度(V_y)は, 全身で発揮した平均パワーと EI によって決まるが, 表2に示したように, 技術トレーニングによる平均パワーと EI の変化には一定の傾向がみられなかった。このことは, 平均パワーの増加によっ

て疾走速度を増加させたものと EI の増加によって疾走速度を増加させたものがあったことを示すものであろう。そこで、以下では、平均パワーの増加率が最大であった被験者 I と EI の増加率が最大であった被験者 Y について両脚におけるパワーの流れを比較し、パワー増加型および EI 増加型の特徴を検討することにする。

両脚空中期において両者に共通したパワーの流れを確認したところ、引き出し脚、振り戻し脚の両方に股関節筋群によるパワーの流入がみられたが、これらを大きく上回る大きさの関節力パワーが働いたことで、正味では、引き出し脚にはパワーの流入が、振り戻し脚からは流出が起きていた (図 15)。このことから、スプリント動作においては、引き出し脚へのパワーの流入量と振り戻し脚からの流出量を増加させることが重要な課題であるといえよう。

このような観点でみていくと、両者のパワーの流れの変化は以下のようにまとめられよう。被験者 I は、股関節筋群によるパワーと伝達のパワーの両方が増加していた。このことから、被験者 I は、股関節筋群のパワーの増加によりパワーの総量を増加させ、両脚のパワーの流入・流出量を増加させていたと考えられる。一方の被験者 Y は、股関節筋群のパワーは減少していたにもかかわらず、伝達のパワーがこれを大きく上回って増加した。したがって、被験者 Y は、少ないパワーの総量を効率よく伝達できる動作を身につけ、両脚のパワーの流入・流出量を増加させていたと考えられる。

7. まとめ

本研究では、スプリント動作の技術トレーニングの効果を、パフォーマンス、キネマティクスおよびキネティクスの変量、力学的エネルギーに関する変量を用いて検討した。その結果は以下のようにまとめられる。

①13 名中 12 名の疾走速度が増加した ($p < 0.001$)。






- ②有意に改善がみられた動作は接地脚のつぶれであった($p < 0.001$).
- ③遊脚の流れと下腿の巻き込み($p < 0.05$), 下腿の巻き込みと大腿の引き出し($p < 0.01$)には相乗的な改善を示す有意な相関関係が, 遊脚の流れ($p < 0.05$), 下腿の巻き込み($p < 0.05$), 大腿の引き出し($p < 0.001$)と大腿の上げ過ぎには相反的な改善を示す有意な相関関係がみられた.
- ④接地期前半における股関節伸展トルクの角力積の増加と接地脚のつぶれの改善($p < 0.05$), 接地期後半における股関節屈曲トルクの角力積の増加と遊脚大腿の引き出しの改善($p < 0.01$), 下腿を振り出す方向に働く膝関節力モーメントの角力積増加と下腿の巻き込みの改善($p < 0.05$)の間に有意な相関関係がみられた.
- ⑤全身の平均パワーを増加させて疾走速度を増加させたものは, 股関節筋群によるパワーと股関節を介して伝達されるパワーの両方を増加させていた. 一方, EI を増加させて疾走速度を増加させていたものは, 股関節筋群のパワーは減少させたが, 股関節を介して伝達されるパワーを大きく増加させていた.

このように, 技術トレーニングによって大部分の被験者が疾走速度の増大を示すとともに, 疾走動作も変化した. 技術トレーニングによる疾走動作の変化には個人差がみられ, 力学的エネルギーの観点からは, 主にエネルギーの総量を増加させて疾走速度を増加させたものと, 身体部分間でエネルギーを有効に伝達できる動作を身に付けて疾走速度を増加させたものに大別できたが, いずれも股関節を介して大腿に伝達される力学的パワーが大きくなっていることがわかった.

文献

- 阿江通良 (1996):日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性特性. Japanese J.Sports Sci. 15(3):155-162.
- Ae et.al(1997) A biomechanical method for the construction of the "standard motion" and the identification of essential motions by motion variability. Book of abstracts, XVIth Congress of the International Society of Biomechanics, Tokyo, Japan, p. 27.
- 伊藤ら(1994) 世界一流スプリンターの技術分析. 佐々木秀幸ほか監 世界一流陸上競技者の技術. ベースボール・マガジン社:東京, pp. 31-49.
- Wells RP and Winter DA (1980):Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. Human locomotion 1:92-93.


表1 キネマティクスの変量における変化量間の相関係数

	 ①流れ	 ②巻き込み	 ③引き出し	 ④腿上げ	 ⑤つぶれ
①流れ	-	0.561 *	0.419	0.553 *	-0.333
②巻き込み		-	0.699**	0.567 *	0.085
③引き出し			-	0.877 ***	0.327
④腿上げ				-	0.105
⑤つぶれ					-

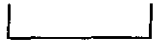
* p<0.05, ** p<0.01, *** p<0.001

表2 疾走速度, 平均パワー, EIの変化 (全11名)

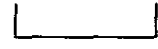
Subj.	Sex	Vy (m/s)		Mean power (w/kg)		EI	
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
T	M	9.40	9.60	46.63	49.13	0.20	0.20
Se	M	9.20	9.31	40.91	35.97	0.22	0.26
A	M	8.77	9.10	49.15	53.27	0.18	0.17
M	M	8.73	8.87	41.16	41.35	0.21	0.21
I	M	8.69	9.11	39.40	45.62	0.22	0.20
Y	M	8.66	8.75	47.12	41.13	0.18	0.21
Si	M	8.38	8.39	42.46	39.78	0.20	0.21
H	F	8.09	8.03	38.71	35.13	0.21	0.23
G	F	7.42	7.77	36.27	34.04	0.20	0.23
K	F	7.23	7.40	36.42	40.06	0.20	0.18
Sa	F	6.25	6.43	26.05	25.17	0.24	0.26
MEAN		8.26	8.43	40.39	40.06	0.21	0.21
SD		0.94	0.95	6.39	7.68	0.02	0.03



p<0.01



ns



ns

表3 疾走速度, 平均パワー, EIの変化 (典型4名)

Subj.	Sex	Vy (m/s)		Mean power (w/kg)		EI	
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
I (パワー増)	M	8.69	9.11	39.40	45.62	0.22	0.20
Y (EI増)	M	8.66	8.75	47.12	41.13	0.18	0.21
G (速度増)	F	7.42	7.77	36.27	34.04	0.20	0.23
H (速度減)	F	8.09	8.03	38.71	35.13	0.21	0.23

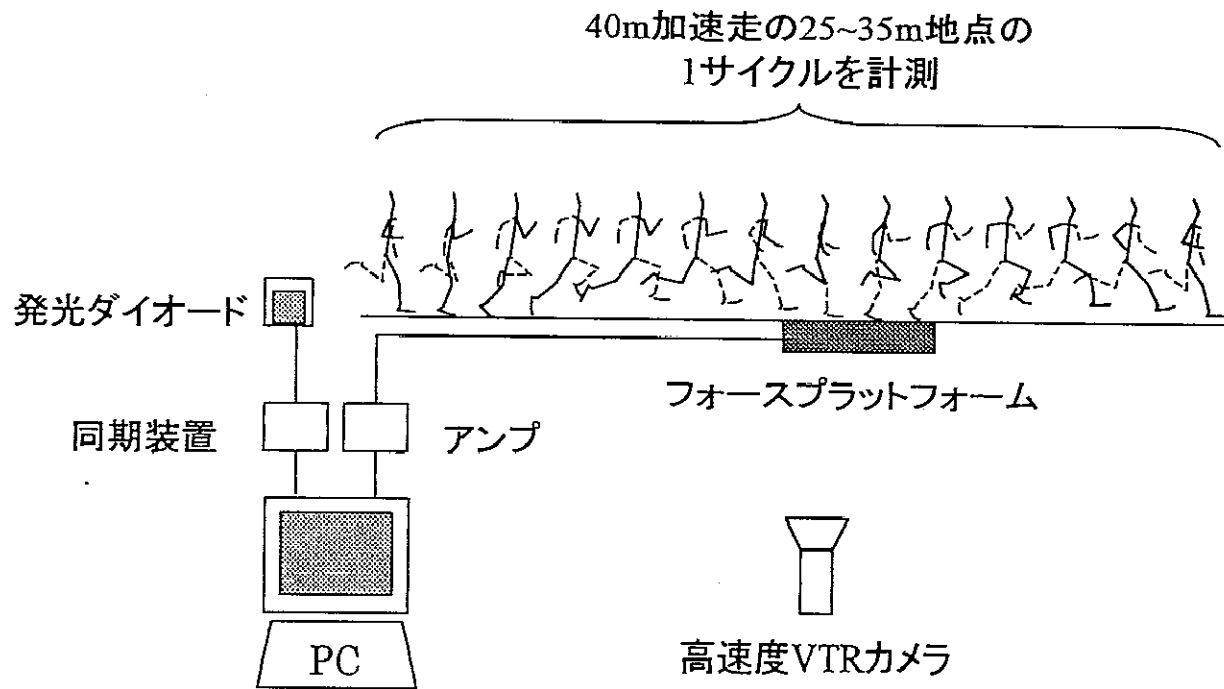
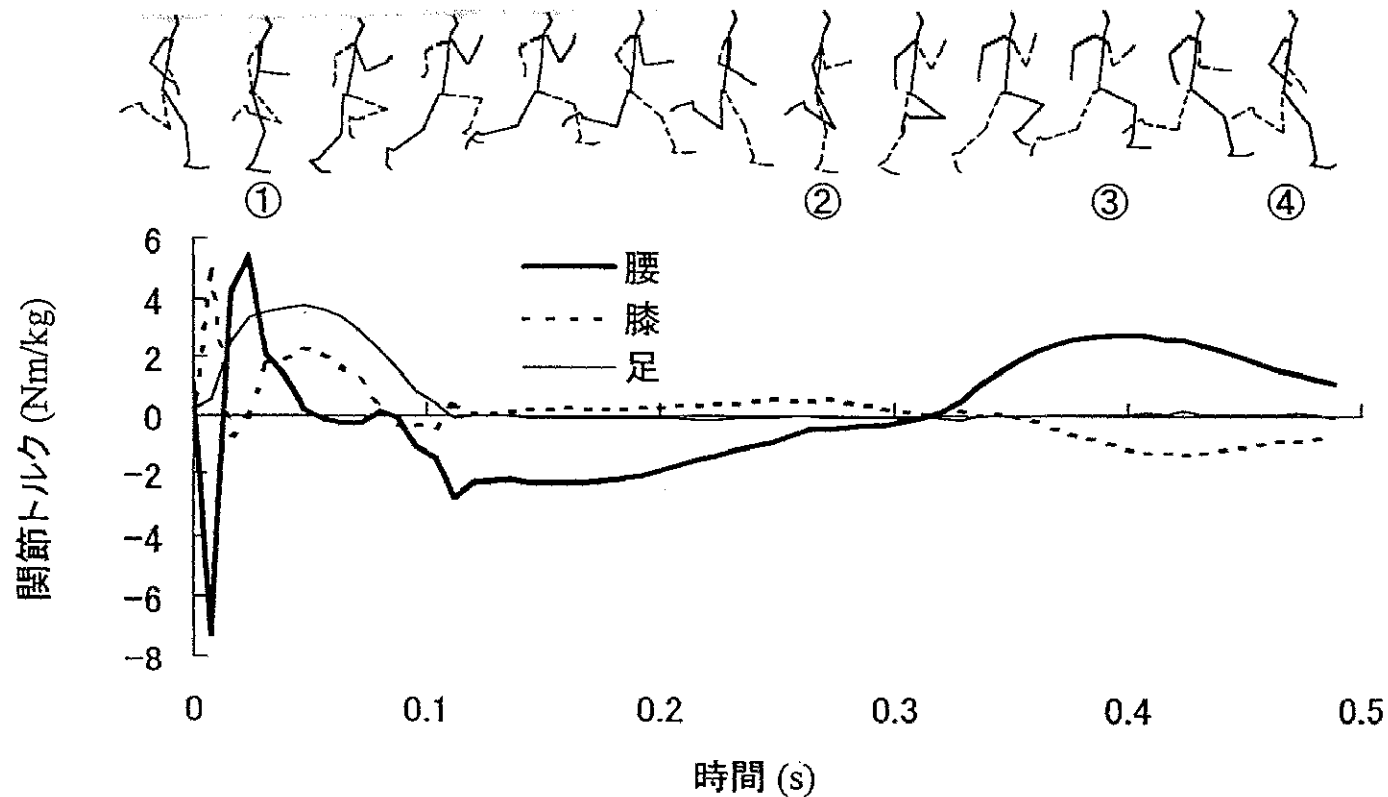


図1 実験設定

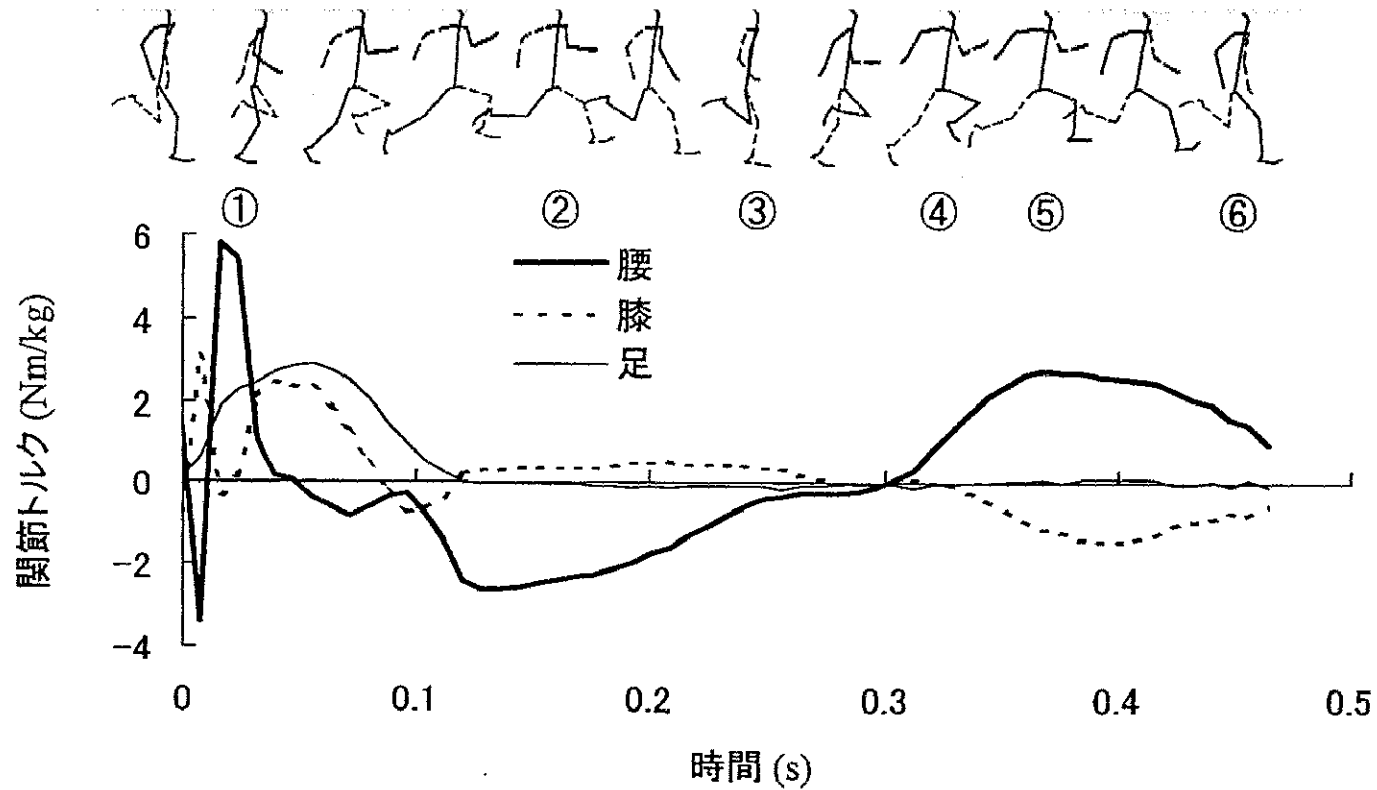


①における沈み込みが大きい。これは後の上下動につながると考えられる。これを防ぐには、④のところで力強く真下に踏みつけるようにして地面を捉えていくとよい(股関節伸展トルクが最大のときに接地するようなつもりで)。

②で踵が尻につきそうなくらい巻き込みが強調されており、足を前に出すのが難しくなる。離地した脚の足首を膝の方向に引き出すようなイメージがよい。

③における大腿の振り下ろしが遅い。蹴り足が地面から離れたときには前に振り出ている脚を下ろし始める(いつまでも腿上げをしてはいけない)。

図2 Subj.I (8.69 → 9.11 m/s : 速度増加率最大, パワー増加率最大)の診断書

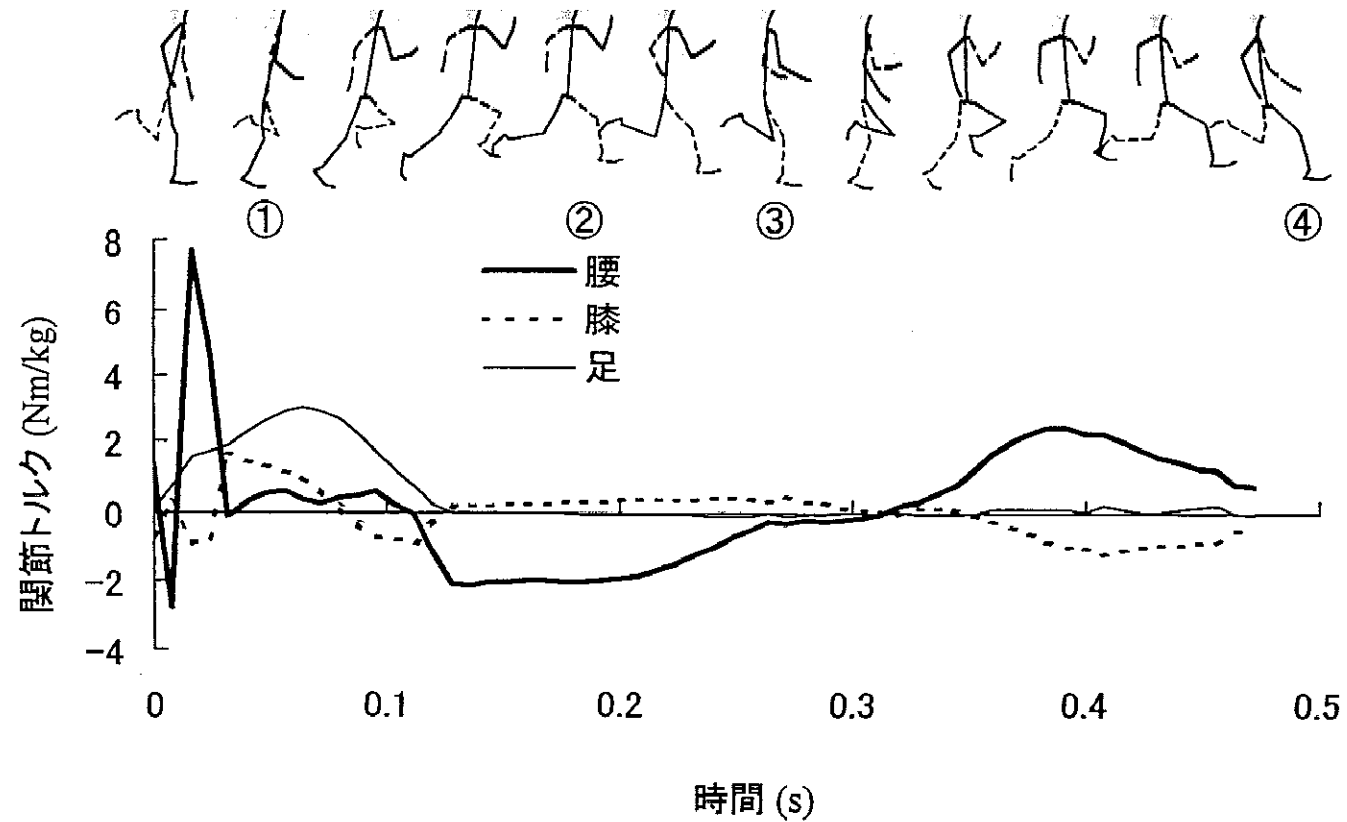


①における沈み込みが大きい。これは後の上下動につながると考えられる。これを防ぐには、⑥のところでも力強く真下に踏みつけるようにして地面を捉えていくとよい(股関節伸展トルクが最大の際に接地するようなつもりで)。

②で脚が後ろに流れているため、③における膝の出が遅い。脚の引き出しをもっと早いタイミングで開始したほうがよい。

④から⑤にかけて大腿が引き上げられているため、この後の振り下ろしが遅い。④の姿勢から振り下ろしを開始するようなつもりでやったほうがよい。このような意識は⑥で地面を踏みつけることにも良い影響があると考えられる。

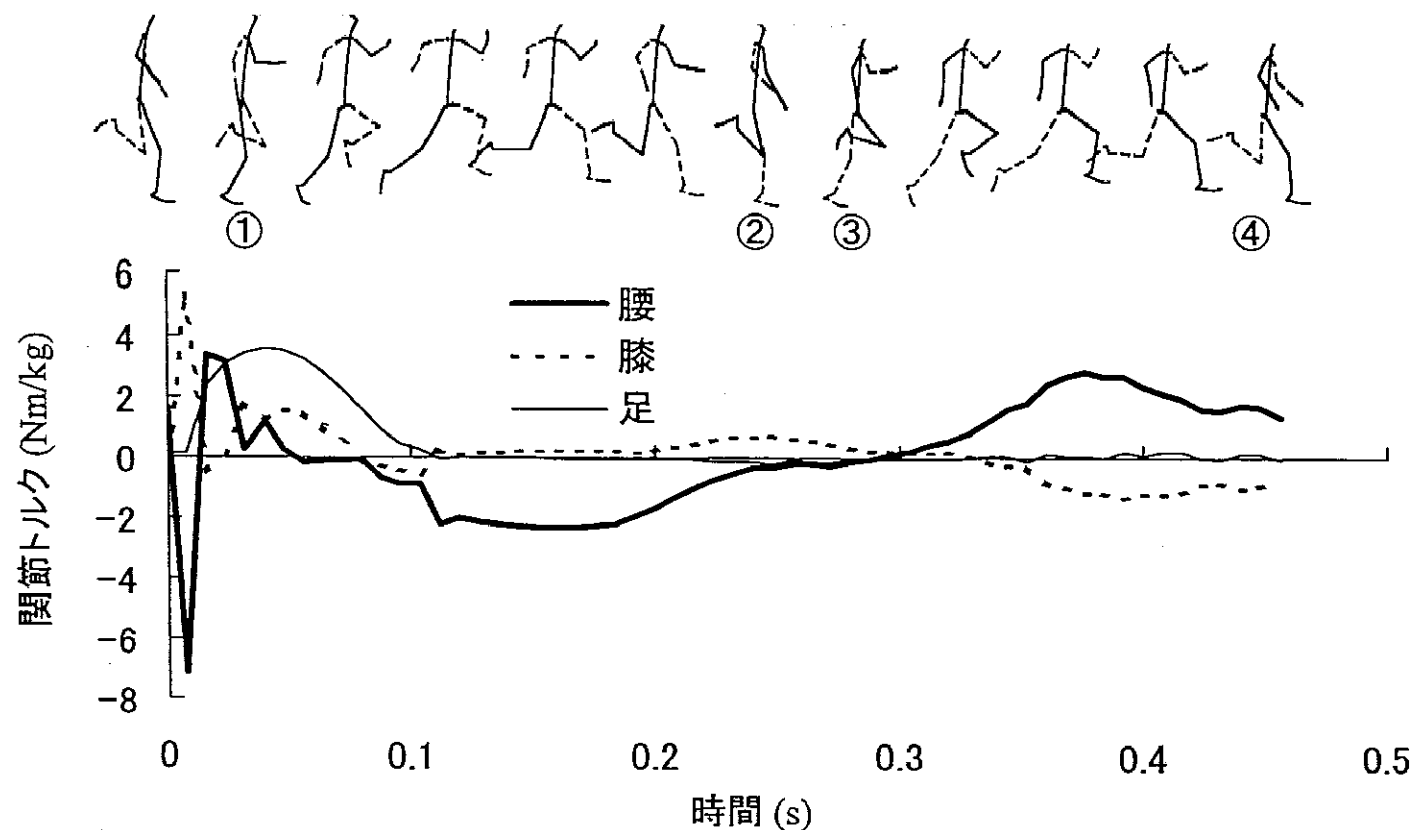
図3 Subj.Y (8.66 → 8.75 m/s : EI増加率最大)の診断書



①における沈み込みが大きい。これは後の上下動につながると考えられる。これを防ぐには、④のところで力強く真下に踏みつけるようにして地面を捉えていくとよい(股関節伸展トルクが最大のときに接地するようなつもりで)。腕振りをもっと強調したほうが地面をとらえる力が増す。

②で脚が後ろに流れているため、③における膝の出が遅い。これは、①以降でだらだらと地面を蹴り続けているためと考えられる。脚の引き出しをもっと早いタイミングで開始したほうがよい。

図4 Subj.G (7.42 → 7.77m/s : 速度増加率2位)の診断書



①における沈み込みが大きい。これは後の上下動につながると考えられる。これを防ぐには、④のところで力強く真下に踏みつけるようにして地面を捉えていくとよい(股関節伸展トルクが最大のときに接地するようなつもりで)。

②で踵が尻につきそうなくらい巻き込みが強調されているため、③で足を前に出すのが遅い。離地した脚の足首を膝の方向に引き出すようなイメージがよい。

図5 Subj.H (8.09 → 8.03 m/s : 速度減少)の診断書

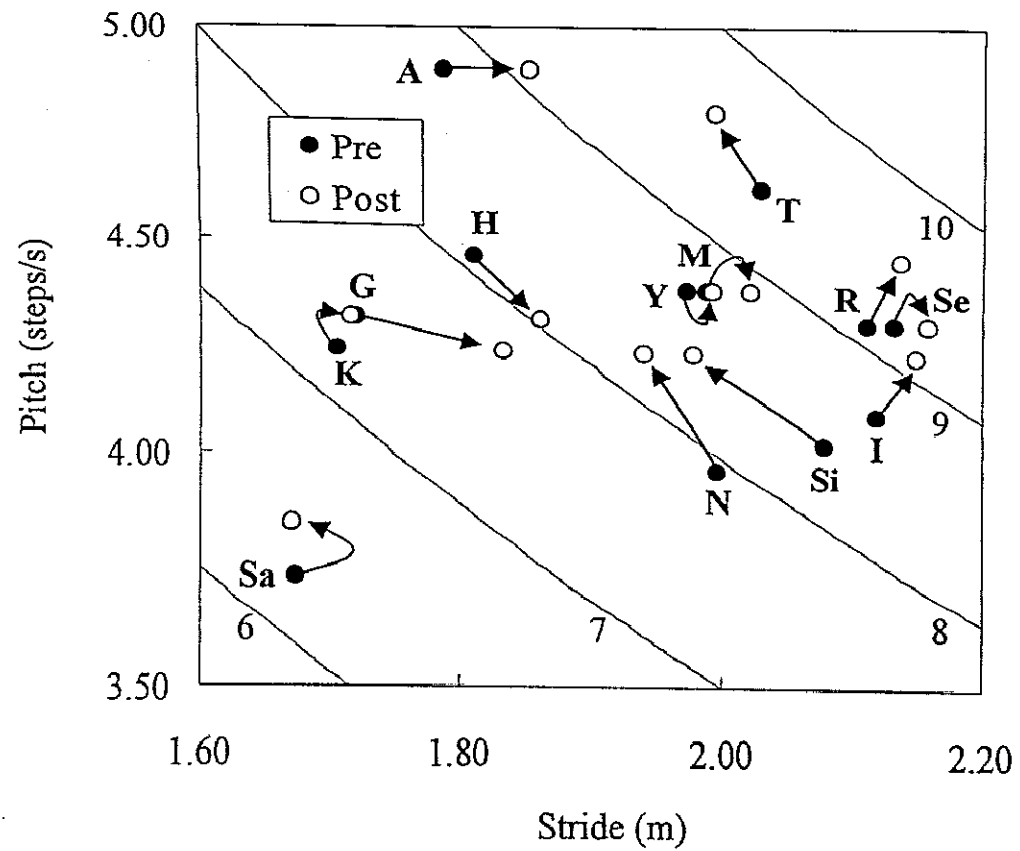


図6 疾走速度, ストライド, ピッチの変化

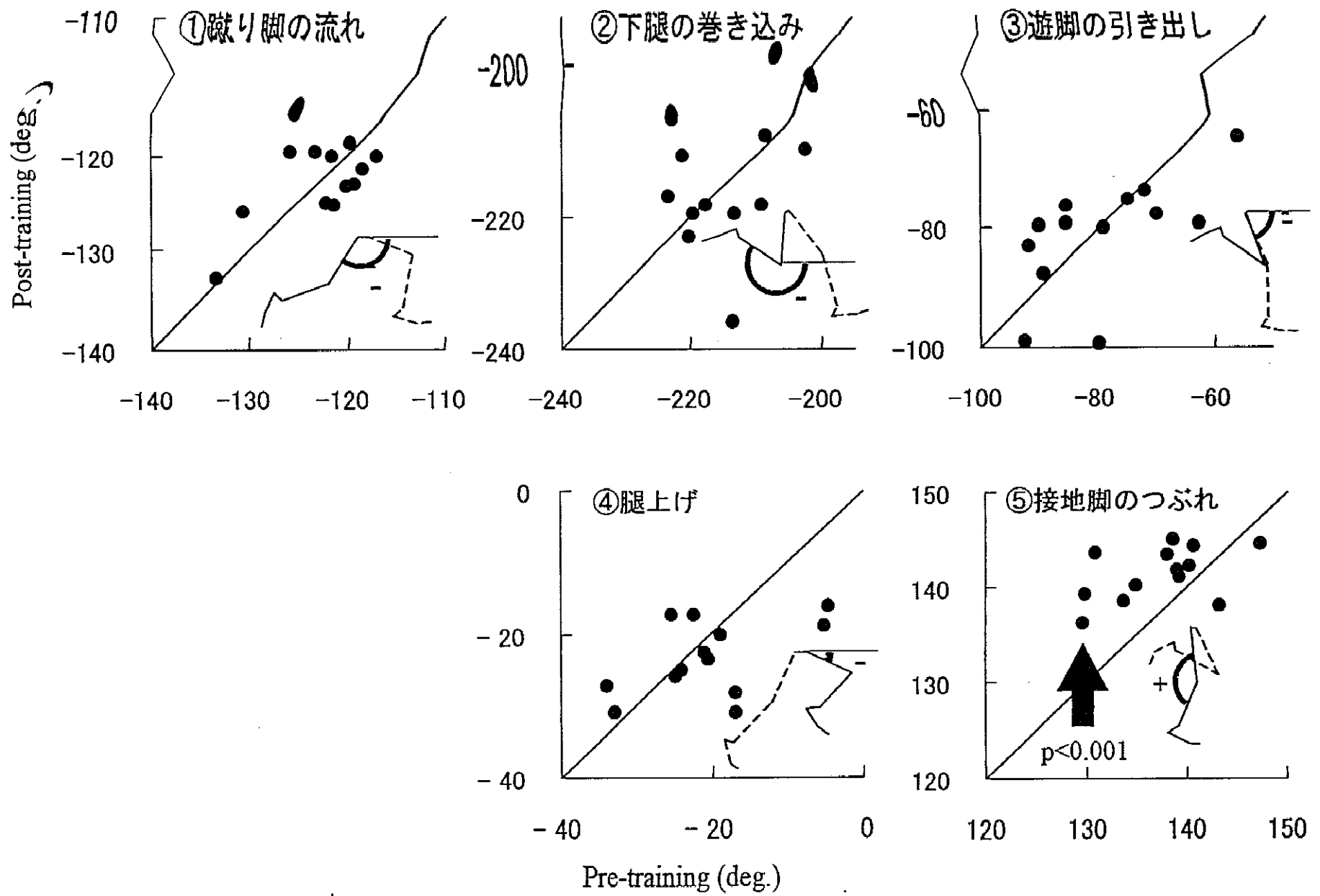


図7 主な改善点のキネマティクス的变化

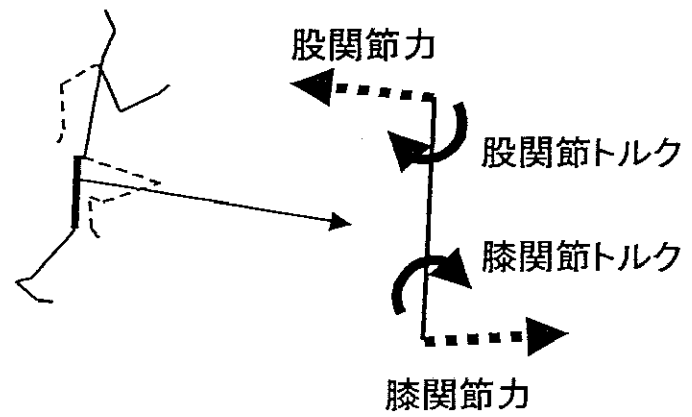


図8 部分の動きに影響をおよぼすキネティクスの要因の一例

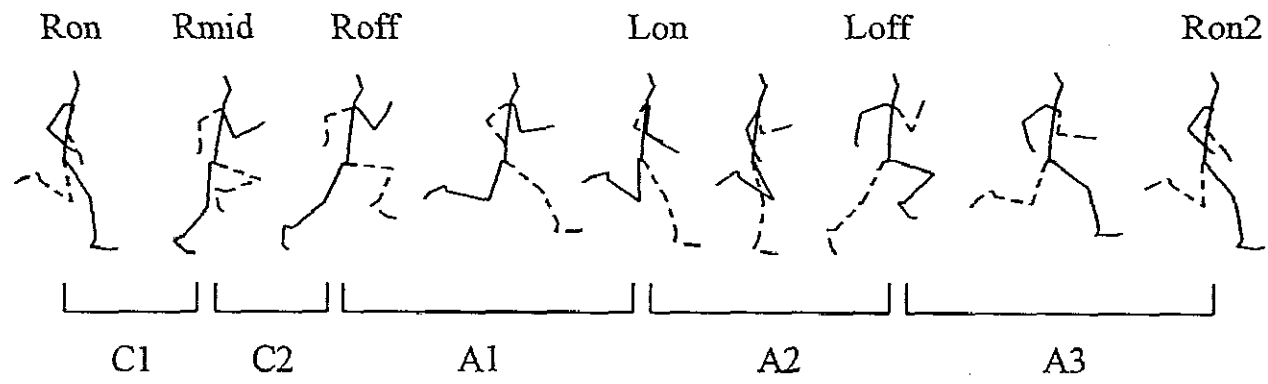


図9 局面の定義

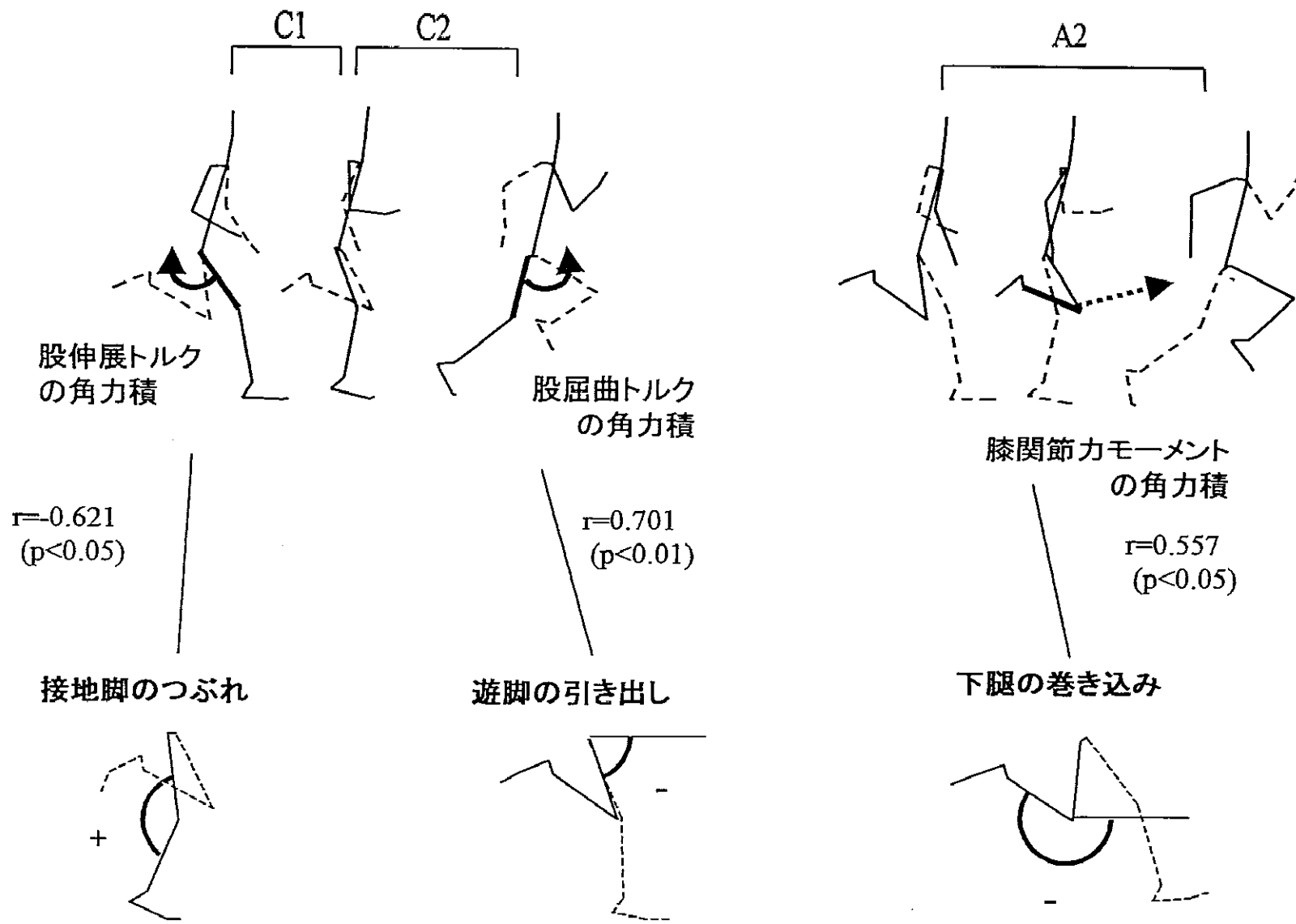


図10 部分の動きに影響をおよぼすキネティクスの要因

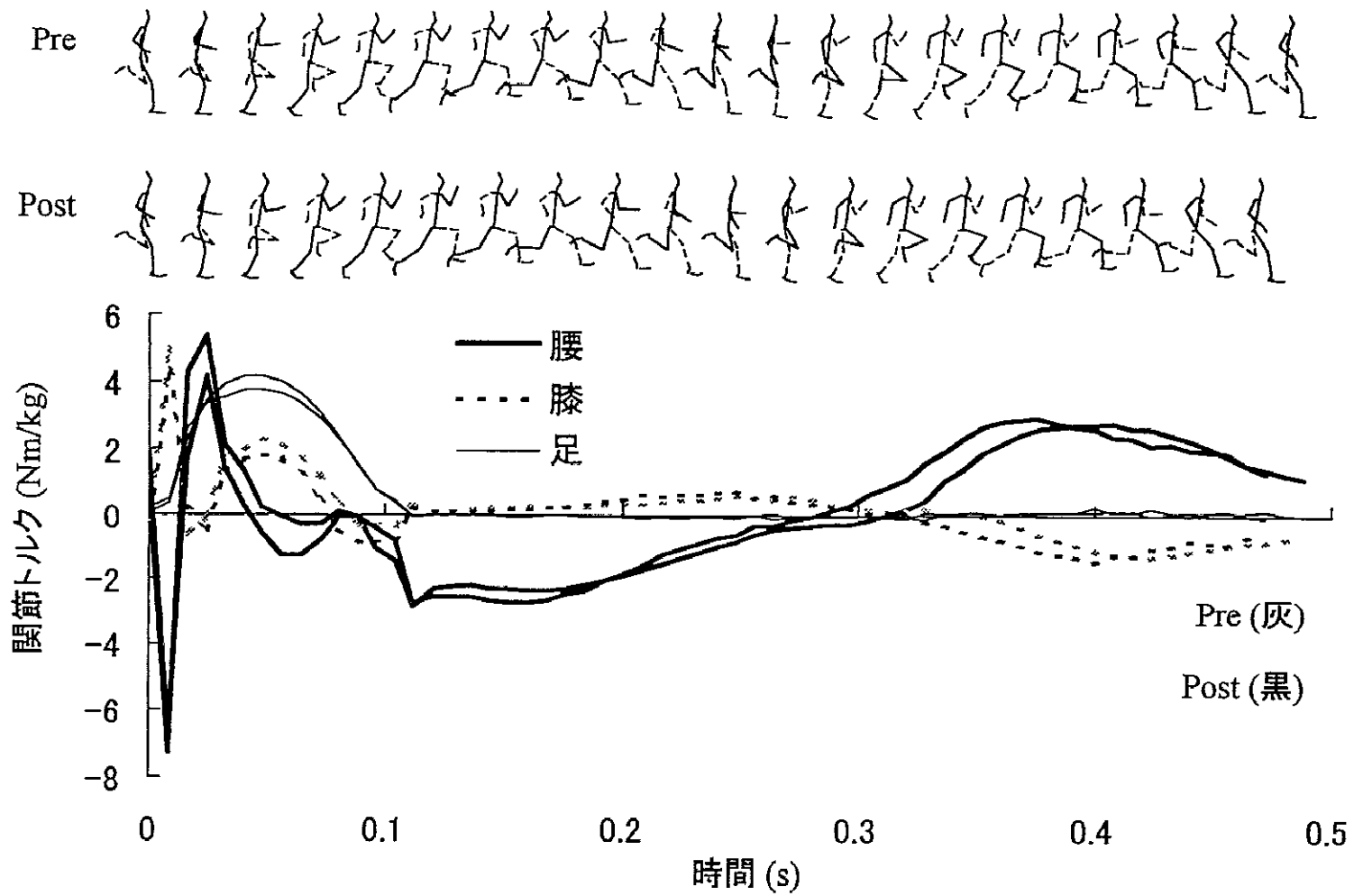


図11 Subj.I (8.69 → 9.11 m/s : 速度増加率最大, パワー増加率最大)の関節トルク

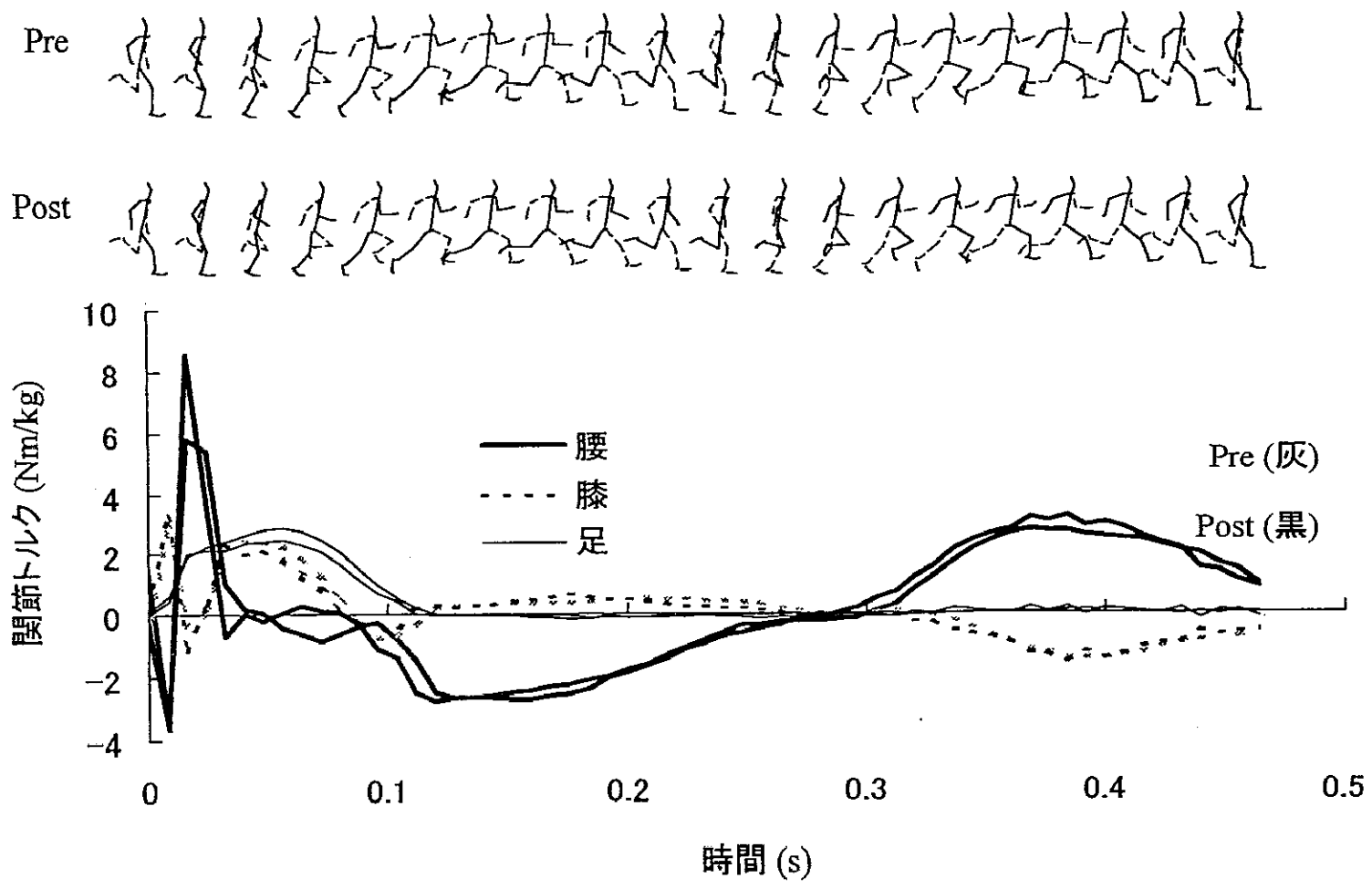


図12 Subj.Y (8.66 → 8.75 m/s : EI増加率最大)の関節トルク

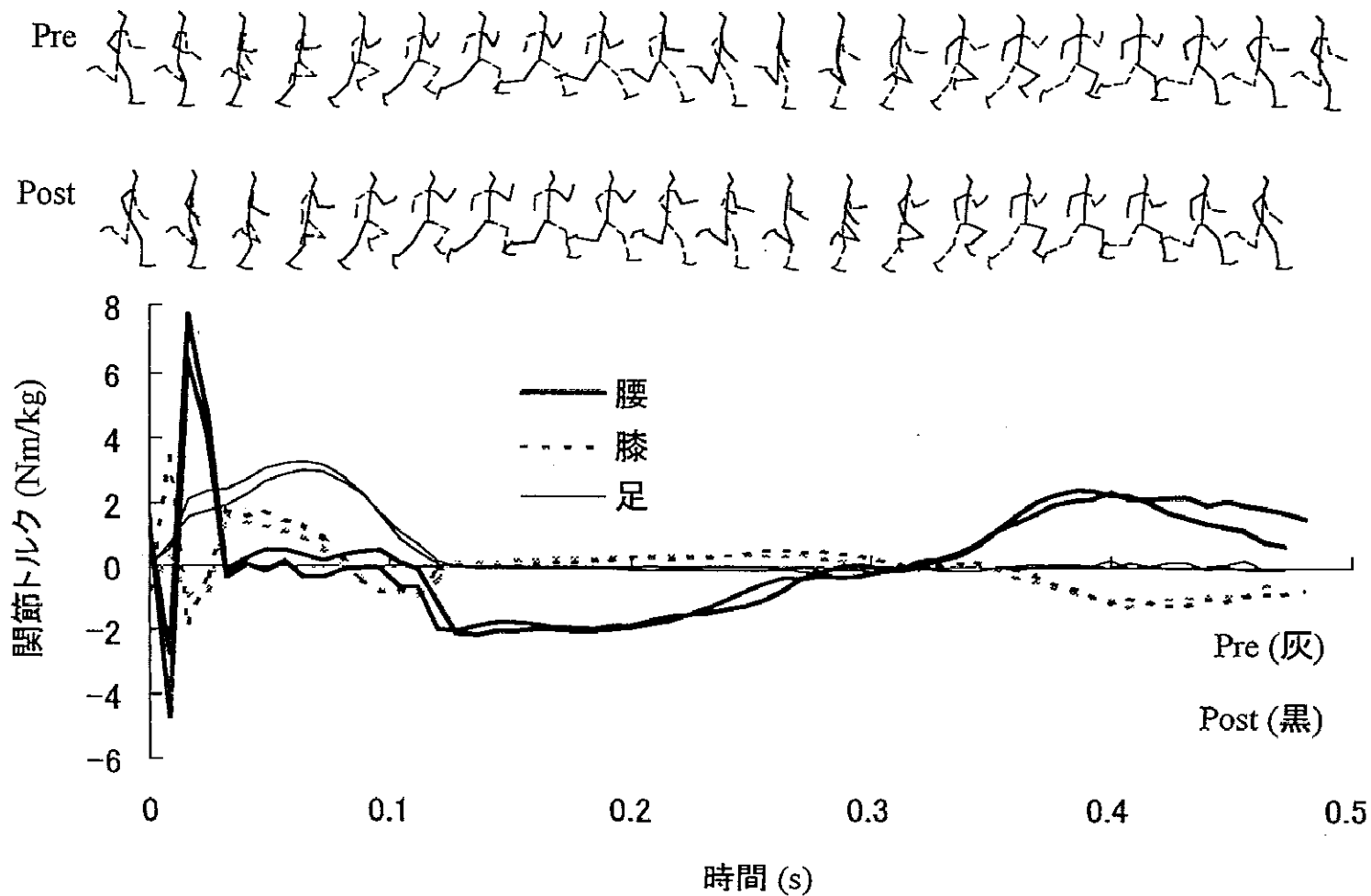


図13 Subj.G (7.42 →7.77m/s : 速度増加率2位)の関節トルク

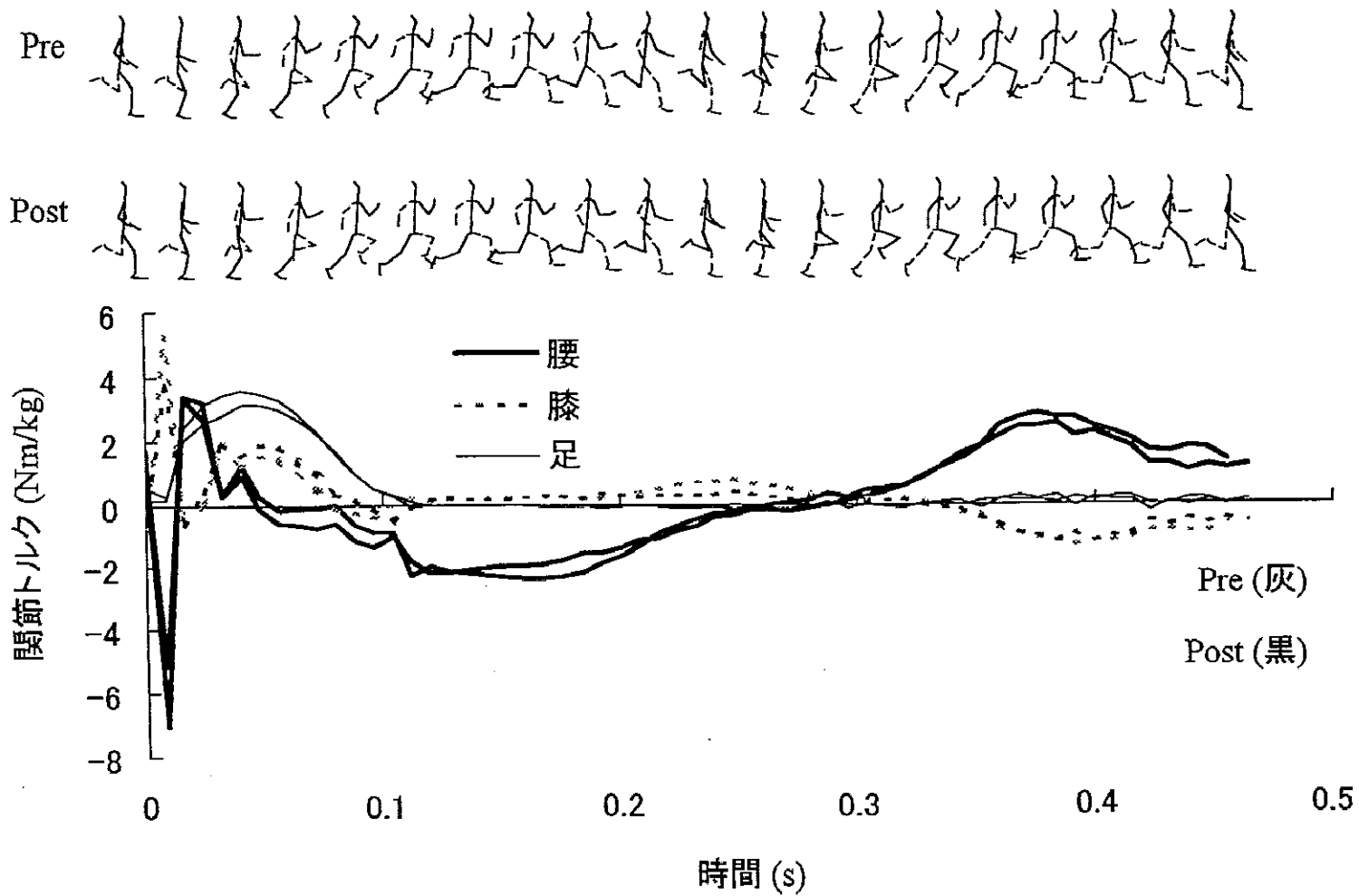


図14 Subj.H (8.09 → 8.03 m/s : 速度減少)の関節トルク

Subj.I (パワー増加型)

Subj.Y (EI増加型)

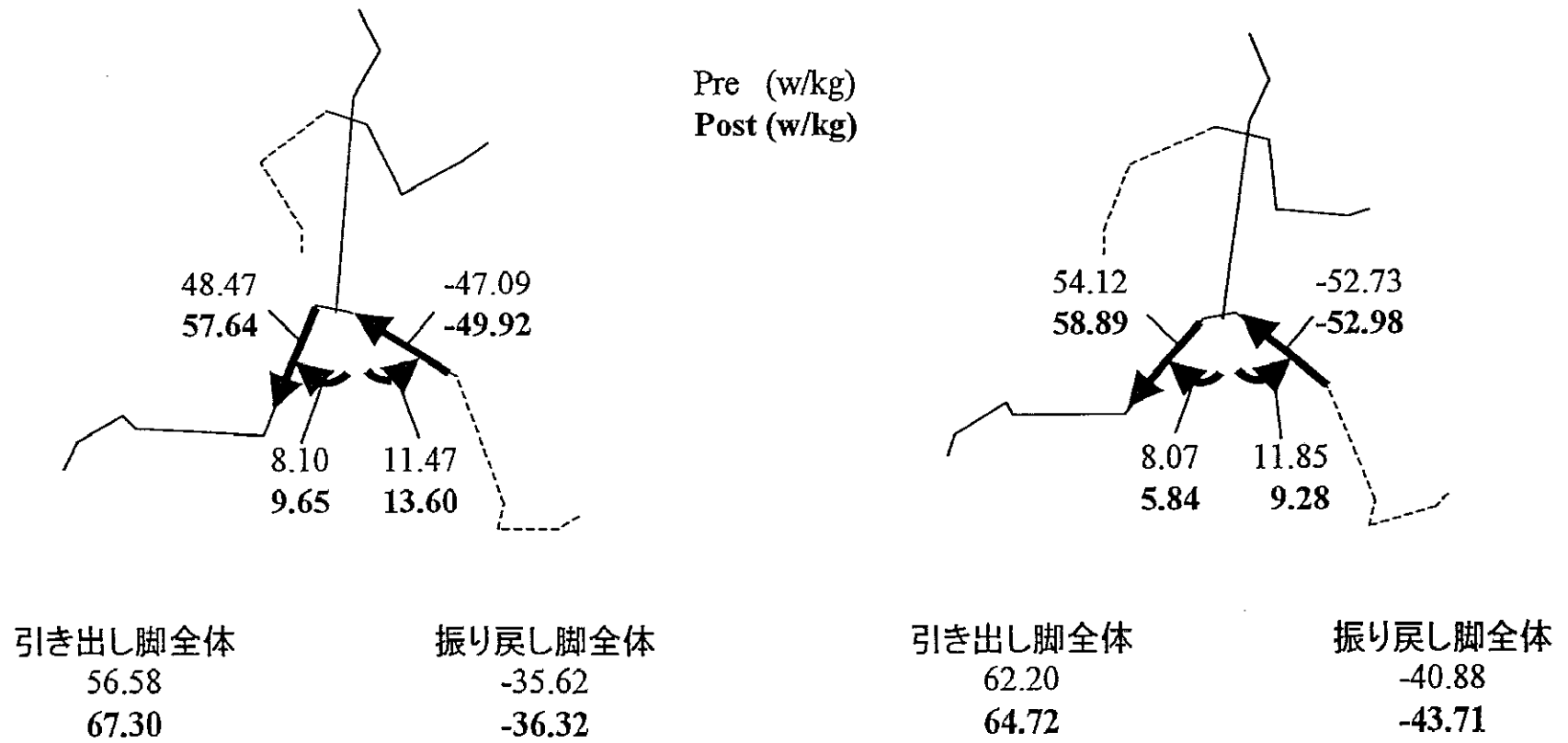


図15 パワーの流れの変化

筋骨格モデリングソフト（SIMM）の運用法の検討

筋骨格モデリングソフト (SIMM) の運用法の検討

1. 目的

筋骨格モデリングソフト (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling, MusculoGraphics Inc., 以下 SIMM と呼ぶ) を導入して運用法を研究し, スポーツ動作の最適化システムへ導入が可能かを検討すること。

2. 方法

2.1 被験者および試技

2名の男子大学中距離選手 (SB 年齢 21 歳, 身長 1.67m, 体重 61.5kg, 800m 最高記録 1' 50" 30 ; FK 年齢 20 歳, 身長 1.80m, 体重 67.0kg, 800m 最高記録 1' 51" 80) に, 3種の接地法 (固有, 足先接地, 踵接地) によりレーススピードの 60% で疾走させた。

2.2 データ収集および処理

動作に関するデータを force platform 法, VTR 撮影法, 筋電図法により収集した。なお, LED の発光を同期信号としてコンピュータに取り込み, 画像, 地面反力, 筋電図を同期処理した。

そして, 図 1 に示したように, 逆動力学的手法により下肢関節の関節トルク, 関節トルクパワーを推定するとともに, 筋電位信号 (筋の活性度), 関節角度を SIMM に入力して下肢の被験筋によって発揮された筋張力, 筋トルク, 合成関節トルクなどを推定した。

2.2.1 VTR 撮影および地面反力の測定

動作の撮影は, 高速度 VTR により撮影スピード毎秒 250 コマ, 露出持間

(1/2000～ 1/500 秒) により行った。

地面反力の測定は、走路内に埋設した 2 台のフォースプラットフォームを用い、サンプリング周波数 500Hz で A/D 変換した後、コンピュータに取り込んだ。

2.2.2 筋電図の測定

被験筋として右脚の 15 筋（大殿筋，中殿筋，大腿筋膜張筋，長内転筋，大腿二頭筋，内側ハムストリングス，薄筋，縫工筋，大腿直筋，外側広筋，内側広筋，腓腹筋内側，ヒラメ筋，前脛骨筋，腓骨筋）の表面筋電図を双極誘導法により導出した。

活動電位の導出には、導出部直径 4mm の小型生体電極（日本光電工業製）を用い、2 つの電極中心間の距離を 1.5cm 離し両面粘着カラーによって被験筋の直上部の皮膚面に固定した。筋電位は、被験者の腰に装着した送信機からマルチテレメータシステム（WEB-5000 型：日本光電工業製）に無線で送信され、ここで増幅し（時定数 0.03sec），サンプリング周波数 1kHz で A/D 変換した後パーソナルコンピュータに取り込んだ。被験者には、測定終了後、被験筋について 3 秒間の随意等尺性最大収縮（MVC）を行なわせ、そのときの筋放電量を測定した。

増幅された EMG 信号を全波整流した後、4 次の Butter-worth 型ローパス（高域遮断）フィルターによって 20Hz で平滑化して包絡線を取り出し、各筋の放電量とした。そして、筋の活性度の指標として、試技の筋放電量を MVC 測定時の 1 秒間の筋放電量で除した相対値（%MVC）を算出した。S I M M へ入力する筋活性度（activation）は %MVC をもとに 0.0～1.0 の値の換算したものと、試技中に MVC 値が 100% を越えた場合は全て 100% とみなした。また動的収縮中の筋張力は EMG 信号の発現から遅れて発生すること（Electro-Mechanical Delay）を考慮して、予め動作と同期させた時点よりも 80msec 前の EMG 信号を補正後の同期時点とみなして補正を行なった。

3. 結果および考察

3.1 下肢の関節トルク, 角速度, 関節トルクパワー

図2～4は, 3種の接地法で疾走した場合の支持期における足, 膝, 股の各関節のトルク, 関節角度, トルクパワーの変化を各被験者について示したものである。関節トルクおよび角速度の正は伸展を, 負は屈曲を示す。また, 時間軸のゼロは接地時を意味し, 接地法は NA が被験者に固有の接地, FF が足先接地, HT が踵接地を示す。

被験者固有の接地法が足先接地に近いSBと踵接地に近いFKとでは結果に相違がみられた。しかし, これらの図から, 以下のようなことがわかる。

- ① 足関節に関しては, 両被験者とも FF 試技における関節トルクの立ち上がりおよびピークが大きく, 接地直後の負の関節トルクパワーが大きい。
- ② 膝関節に関しては, 関節トルクにおいて SB では HT 試技が大きい傾向にあるが, 両被験者とも FF 試技において小さい。また負の関節トルクパワーは関節トルクと同様の傾向を示すが, 正のパワーについては接地法による明確な相違はみられない。
- ③ 股関節の関節トルクをみると, 個人差はあるものの, FF 接地試技の接地直後の屈曲トルクが大きい傾向がみられる。関節トルクパワーは比較的小さく, 接地法による明確な相違はみられない。

3.3.2 SIMM による合成関節トルク

図5は, SIMMにより推定した下肢の足, 膝, 股の各関節の合成関節トルクを図2などと同様の方法で示したものである。この図から次のことがわかる。

- ①足関節に関しては, 図2に示した関節トルクと同様に, FF 試技の立ち上がりおよびピークが大きい。

②膝関節に関しては、概ね図3と同様の傾向を示すが、FF 試技のトルクが小さいという傾向はみられない。また SB では HT 試技が大きい、FK では試技による明確な相違はみられない。

③股関節に関しては、図4に示した伸展—屈曲という関節トルクパターンとは著しく異なり、伸展—屈曲—伸展というパターンを示し、特に接地直後の急激なピークはみられない。

足および膝関節の関節トルクを逆動力学的手法により推定した関節トルクと比べると、大きさや変化パターンの細部には相違がみられるが、変化パターンには著しい相違はなく、SIMM によって関節トルクが推定可能なことを示唆している。しかし、股関節については大きな相違がみられた。これは、SIMM を用いて関節トルクを推定する場合には地面反力データを用いていないため、接地にともなう衝撃力の影響をとらえられなかったこと、サンプリング周波数が低かったため高周波成分を含む衝撃力の特性を十分に反映できなかったためと考えられる。このような現象は、経験的には、kinematics データのみから下肢関節トルクを推定した場合の股関節トルクにもみられることが知られている。また、股関節の動作に影響する身体中心深部にある全ての筋群の筋活性度を SIMM に入力したわけではないことも原因の1つと考えられる。これらのことは、SIMM のみを用いた場合には衝撃力をともなう動作における関節トルクの変化を十分にとらえられない場合があることを示すもので、運用に際しては注意が必要であろう。

3.3.3 SIMM による各筋の筋トルク

図6～8は、足、膝、股の各関節における SIMM により推定した各筋の筋トルクの変化を両被験者について示したものである。また、図9～11は被験者 SB に

おける異なる接地法による下肢筋群の活動のようすを、図 12 は筋電図情報を用いずに kinematics データのみから推定した実際に競技会に出場した一流短距離選手（トンプソン選手）の筋活動のようすを、SIMM の筋骨格図を用いて可視化したものである。

これらの図において、以下のような傾向が両被験者にみられる。

①足関節に関しては、両被験者とも腓腹筋に比べてヒラメ筋の筋トルクが著しく大きい。また SB の HT 試技では前脛骨筋の筋トルクが明確にみられ、接地前後の足先の動きをコントロールするために作用していることがわかる。

②膝関節に関しては、小さいものの、大腿直筋が伸展トルクを、離地前では大腿二頭筋が屈曲トルクを示し、広筋群が著しく大きな伸展トルクを、接地前に内側ハムストリングスが屈曲トルクをそれぞれ発揮していることがわかる。また、二関節筋である腓腹筋が支持期では膝関節の屈曲トルクを発揮していることがわかる。

③股関節に関しては、接地前後に内側ハムストリングス、大腿二頭筋、大殿筋が伸展トルクを発揮している。また、支持期中間では大腿直筋、腸腰筋が屈曲トルクを発揮し、特に腸腰筋の屈曲トルクが大きい。

したがって、支持期中間から SIMM で推定した股関節トルクが屈曲優位を示したのは（図 5）腸腰筋の貢献度が大きかったと考えられる。また、図 4 に示した股関節トルクとの間に大きな相違がみられたのは、1 つには先述したように地面反力の影響によるものと考えられるが、足や膝の関節トルクや関節力によるモーメントの影響も考慮しながら、今後詳細に検討する必要がある。

④筋活性度を可視化した図 9～11 をみると、NA 試技に比べて、FF や HT 試技では接地前から前脛骨筋の活性度が高く、その後 FF 試技では減少するが、NA や HT 試技では大きな活性度がみられる。さらに FF 試技では広筋群、大腿二頭筋、内側ハムストリングスの活性度が低い。また、いずれの試技でも支持

期中間で腸腰筋の活性度が高い。

なお、図 12 に示した例では、全ての筋群の筋活性度を 100%と仮定しているので、全てが同程度に働いているように表示されている。しかし、筋電図情報などをもとに適切な筋活性度を SIMM に入力することによって、一流選手の筋活動のようすを知ることも可能になるであろう。

以上のように、地面反力データを用いて逆動力学的手法により推定した関節トルクと SIMM により推定したものを比較すると、足関節や膝関節では変化パターンの大まかな傾向は類似していたが、股関節ではかなり異なっていた。したがって、これまでの疾走動作に関する研究結果などを考慮すると、SIMM からの推定値をそのまま関節トルクと解釈するには注意が必要であると考えられる。これは、地面反力データを用いていないこと、筋活性度の指標とした%MVC 値が 100%を越える場合がしばしばみられたこと、SIMM に既定値として設定されている各筋の筋長—張力関係および張力—速度関係の諸係数が本研究のように大きな筋張力の発揮をともなう運動に適切なものでなかったとみられることなどにも原因があると考えられる。これらの点に関しては、ユーザーサイドのみでは解決できない場合があるので、開発元 (MusculoGraphics Inc.) に改善を要望しなければならない。

このように SIMM の運用や結果の解釈に関する問題は少なからずあるが、拮抗筋の筋張力や筋トルクを知ることができる、筋電図のみでは明確に示せない筋トルクの極性（屈曲や伸展）を示せるので、動作における二関節筋の役割が明らかにできるなどは特筆すべきことであろう。そして、これらのことは、動作の巧拙の要因を筋の動員や活性度の観点から研究する場合の有力な手段の 1 つになると考えられる。また、本研究では導入できなかったが、今後、機構解析

ソフト (SD/FAST, Symbolic Dynamics Inc.) や DynamicsPipeline (MusculoGraphics Inc.) を併用することによって、筋骨格モデルおよびコンピュータシミュレーションをスポーツ動作の最適化に活用できるようになると考えられる。

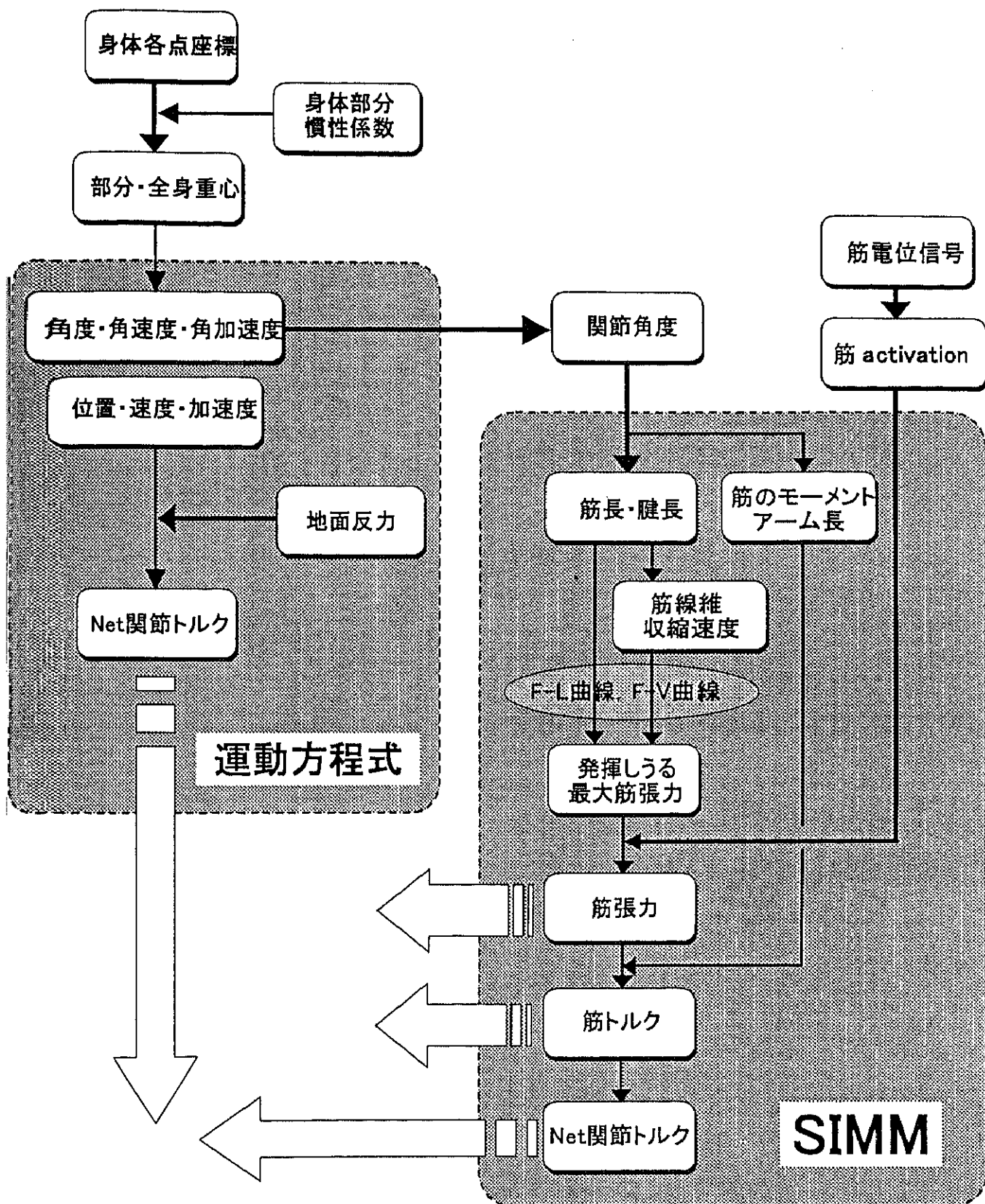


図1 逆動力学的手法(左)およびSIMM(右)による関節トルクなどの推定過程

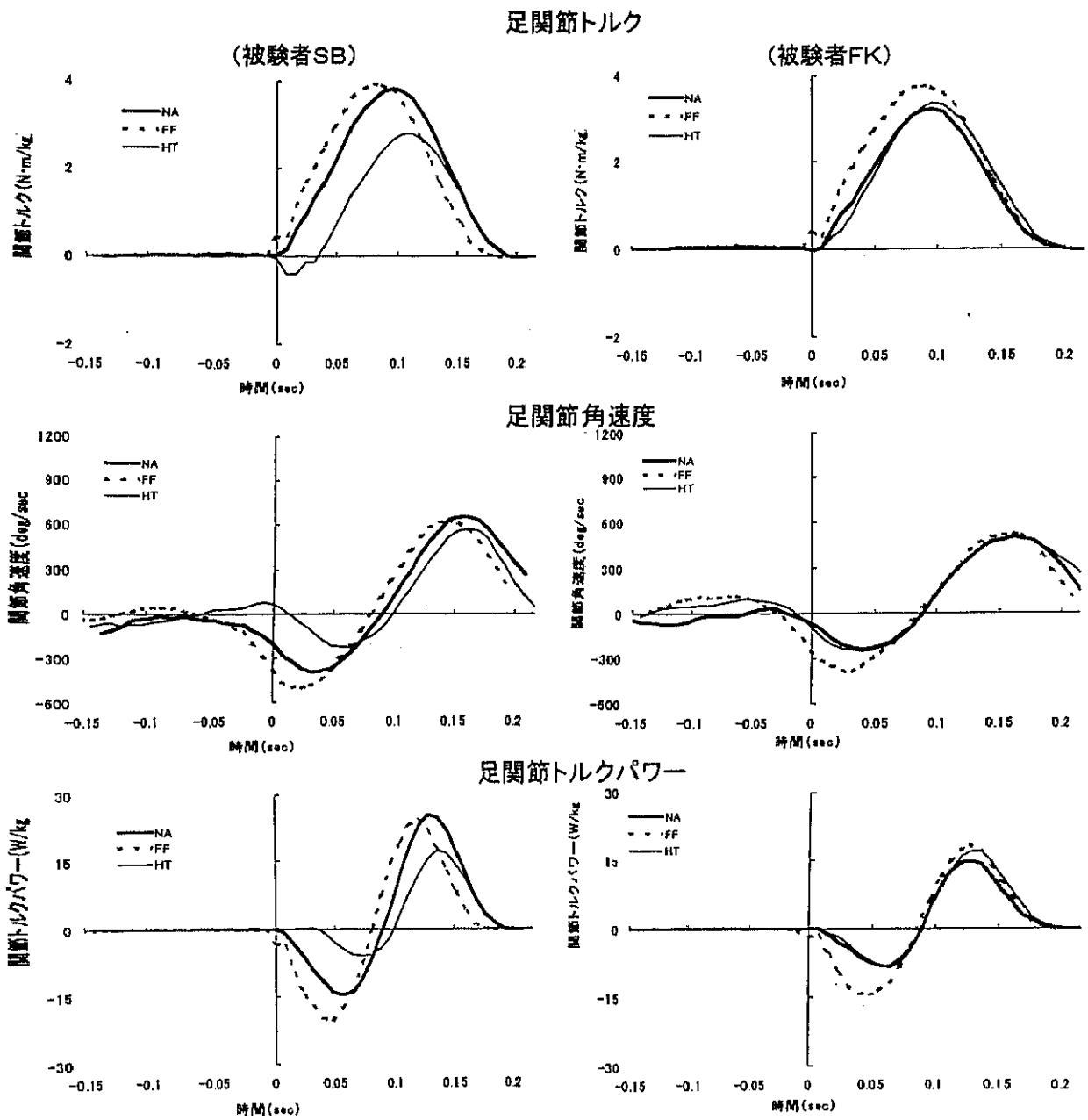


図2 足関節のトルク、角速度およびトルクパワー

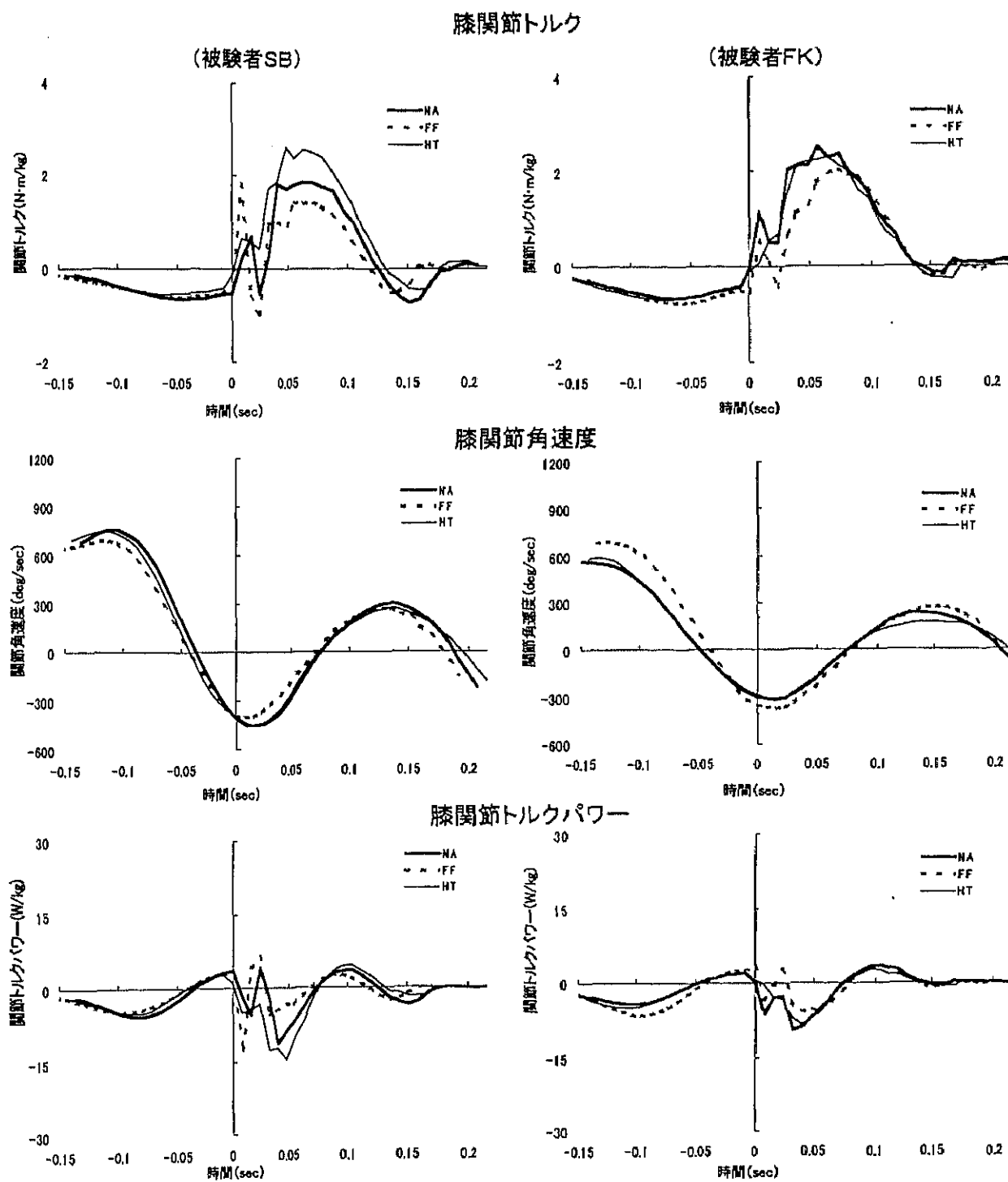


図3 膝関節のトルク、角速度およびトルクパワー

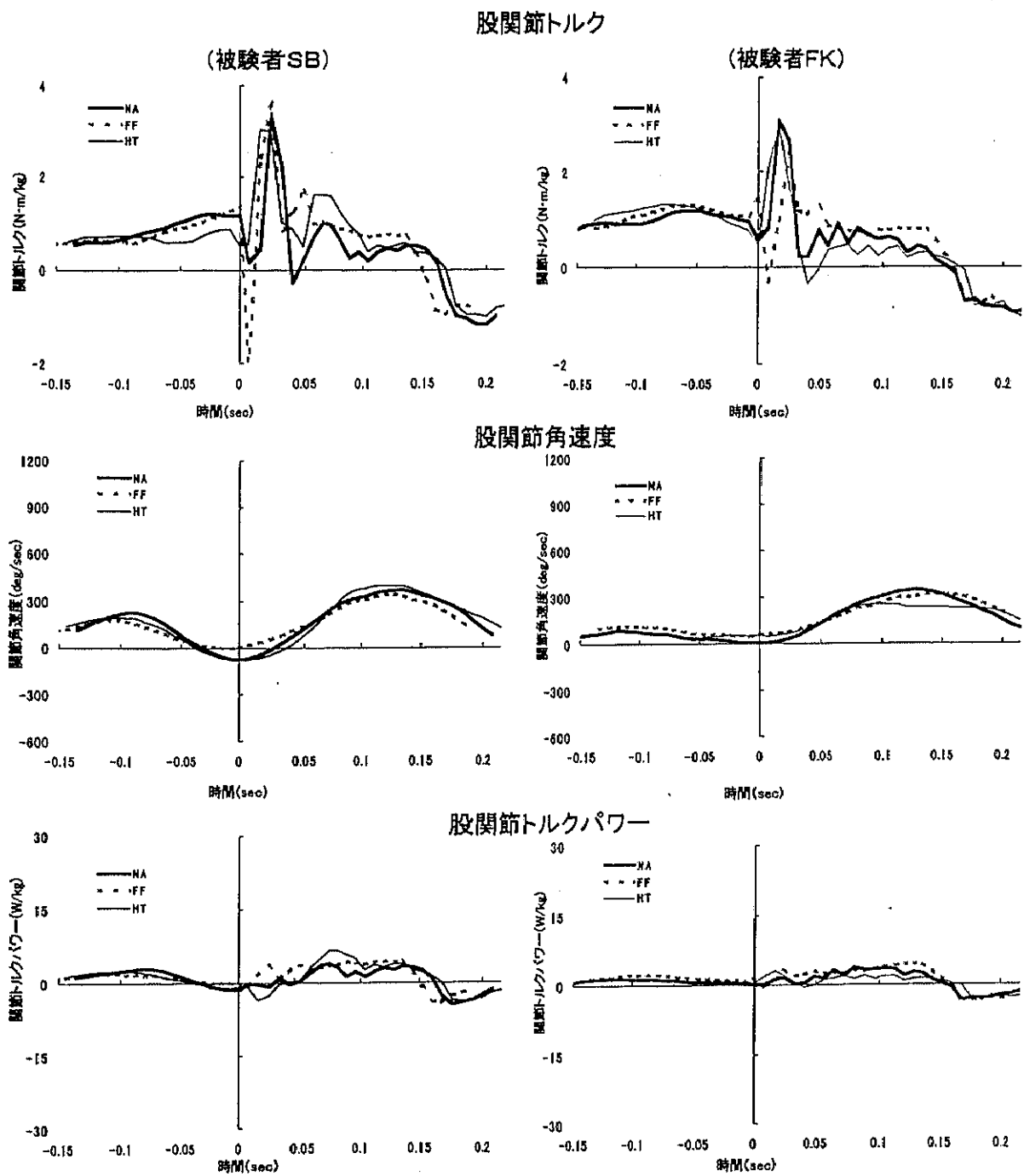


図4 股関節のトルク, 角速度およびトルクパワー

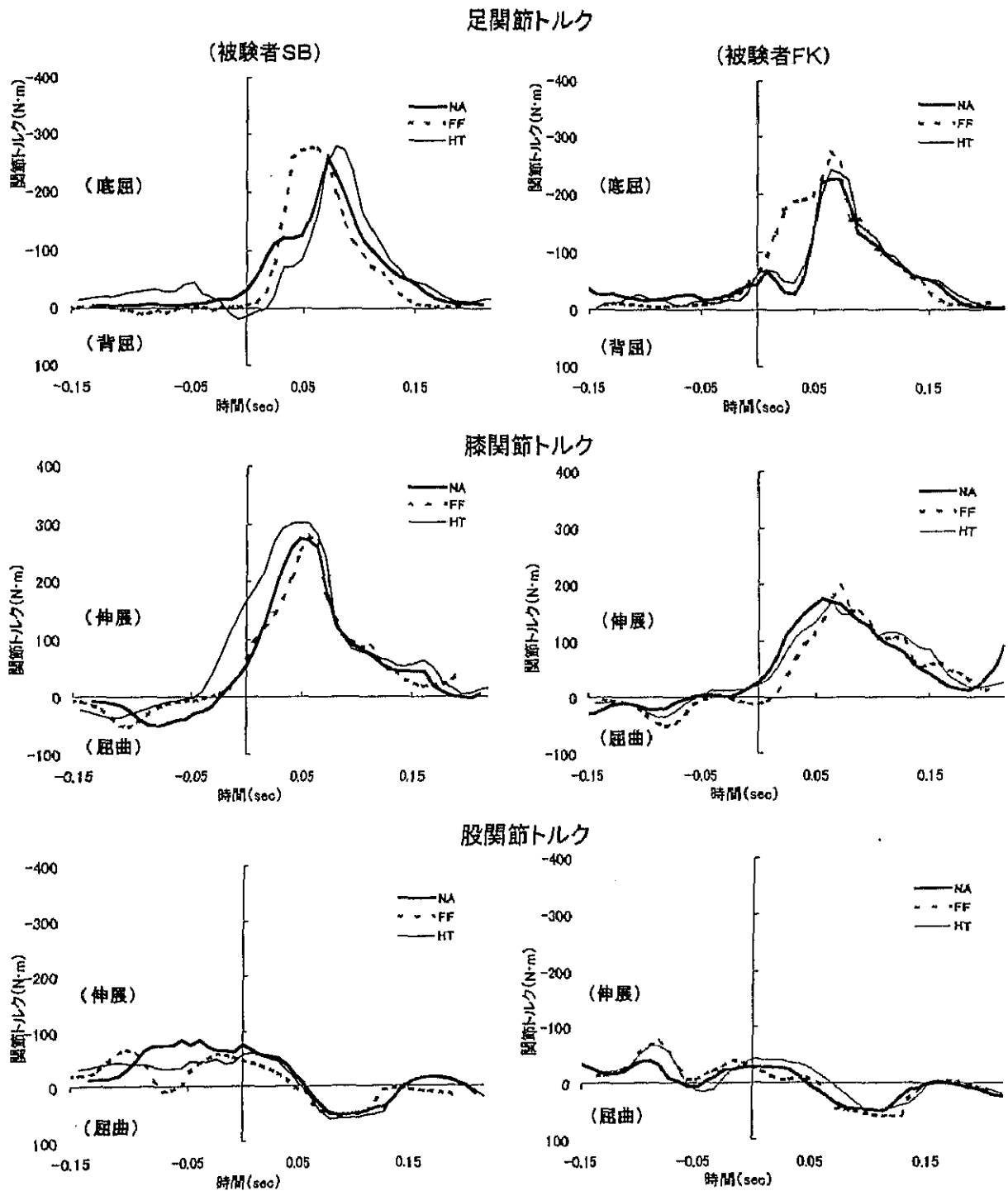
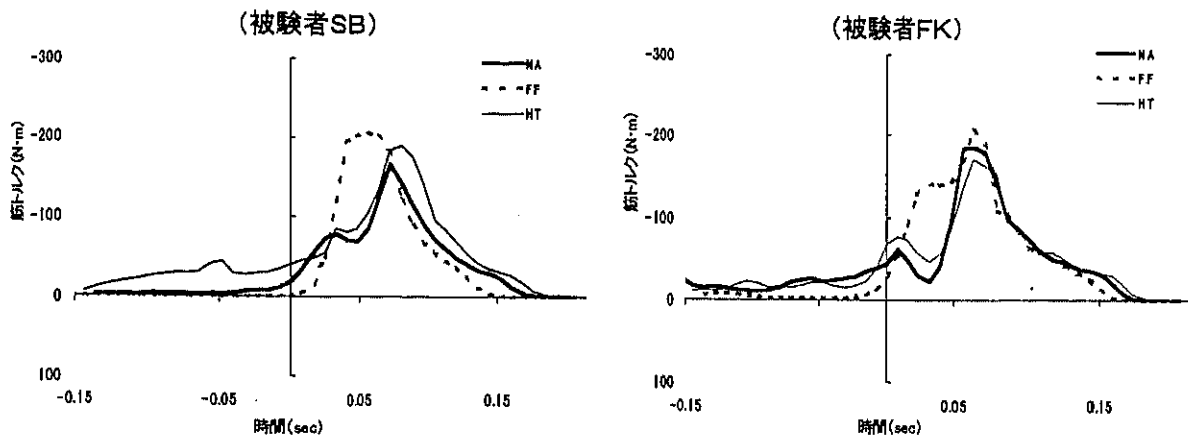
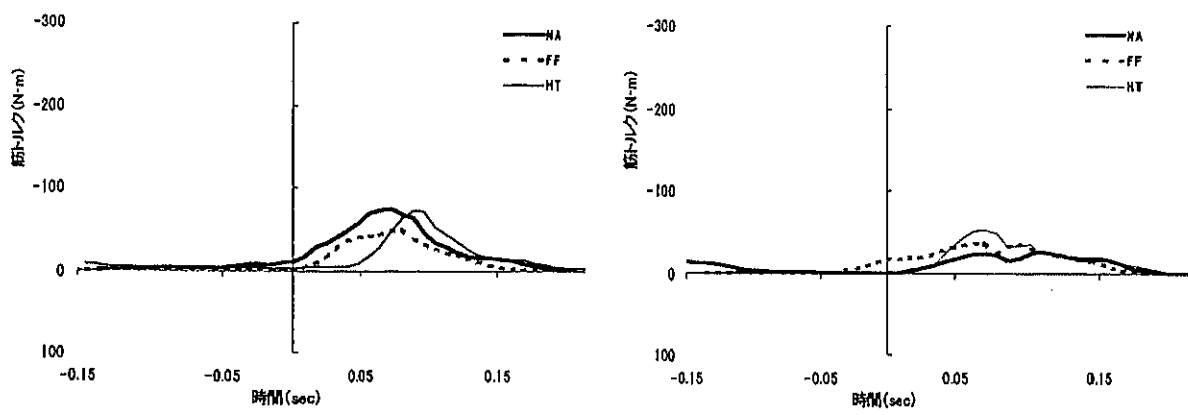


図5 SIMMIによる足, 膝, 股の各関節トルク

ヒラメ筋の発揮した筋トルク



腓腹筋の発揮した筋トルク



前脛骨筋の発揮した筋トルク

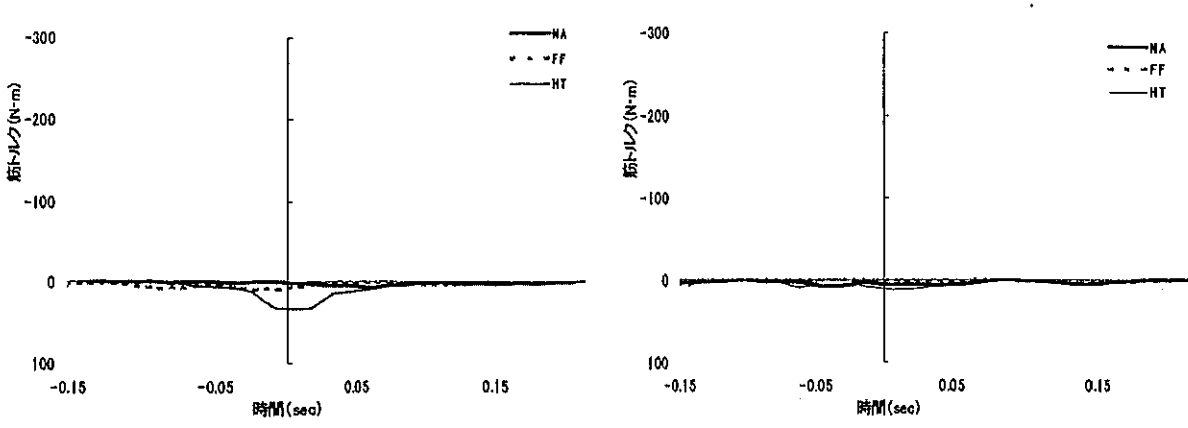


図6 足関節に關与する筋群の筋トルク

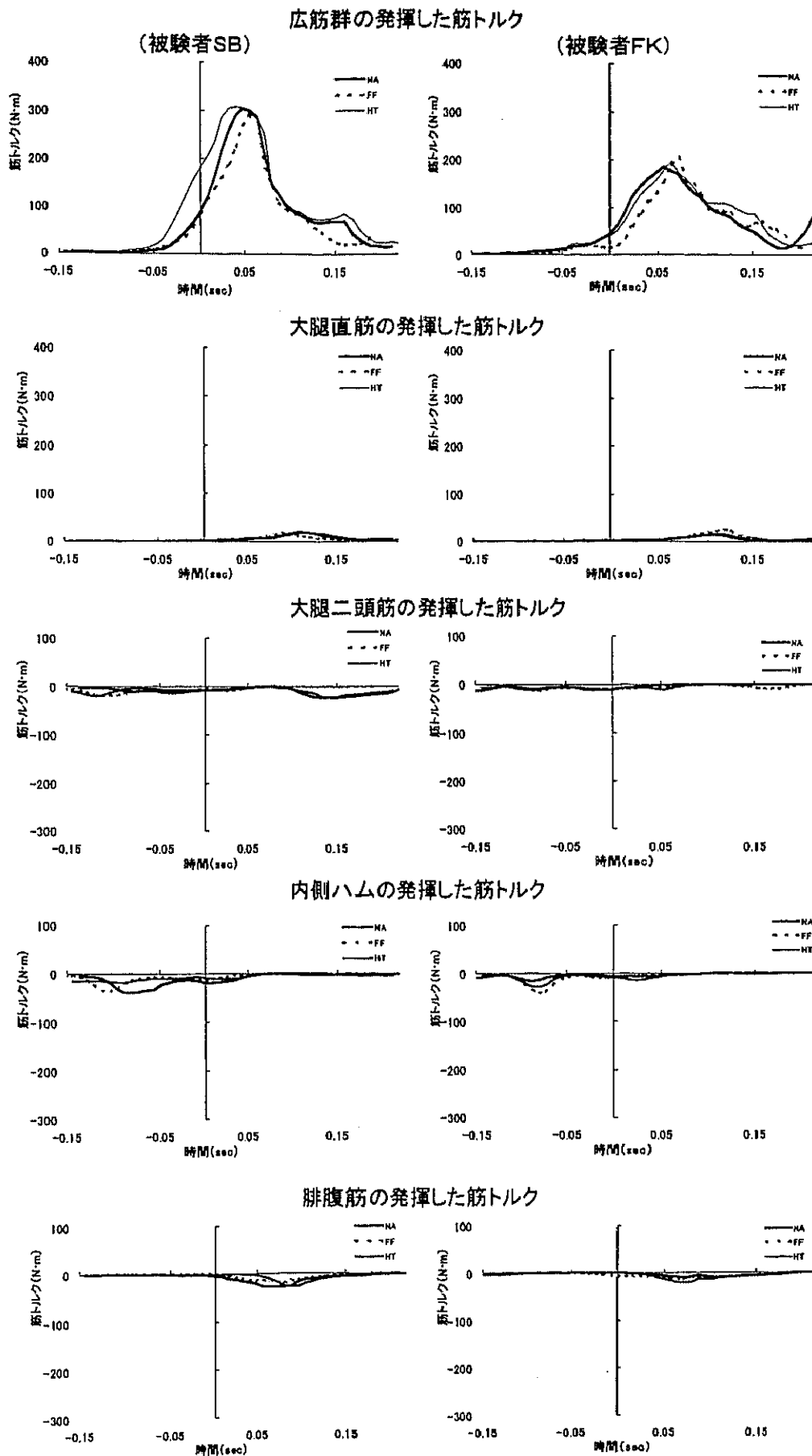


図7 膝関節に關与する筋群の筋トルク

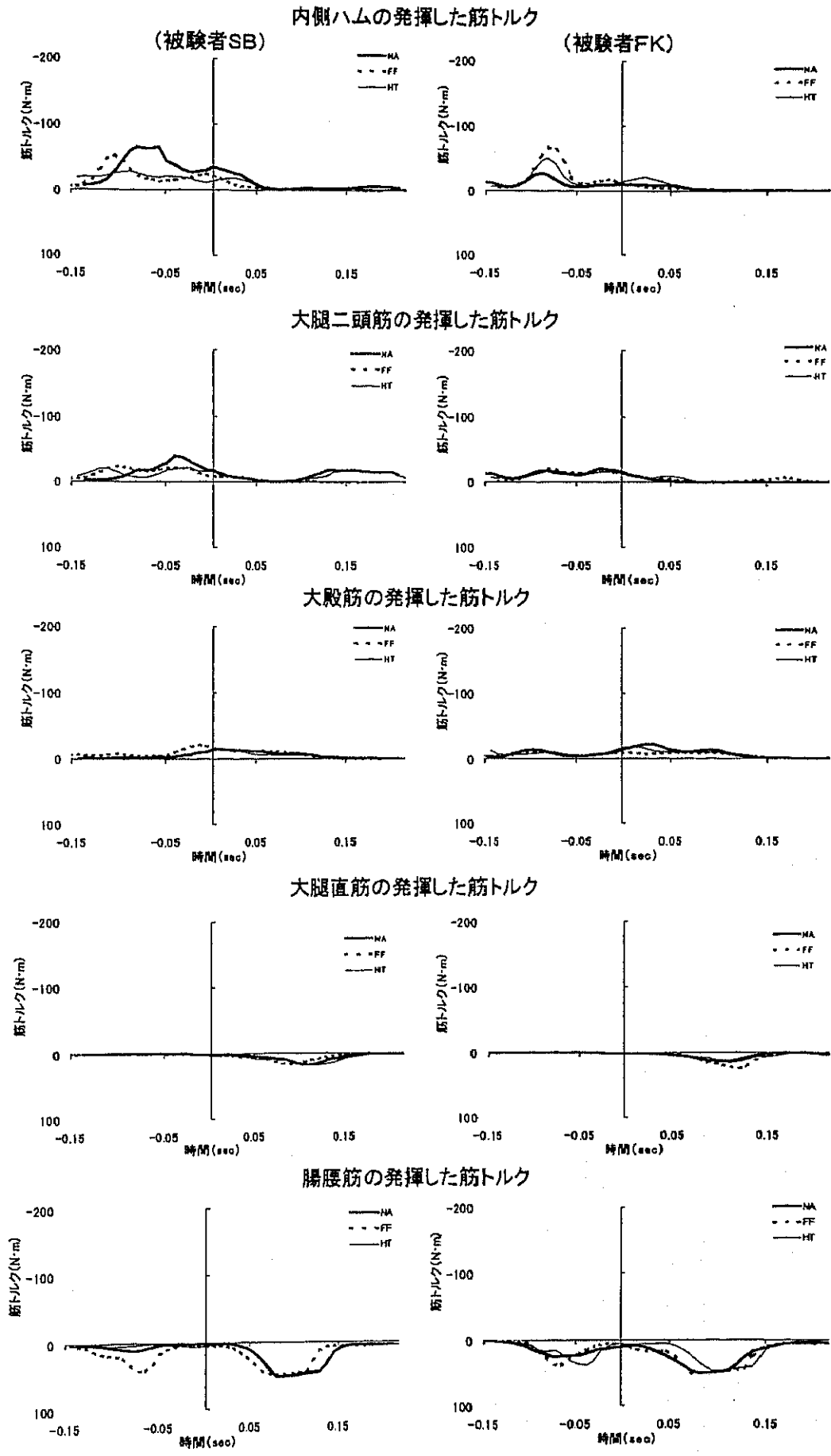


図8 股関節に關与する筋群の筋トルク

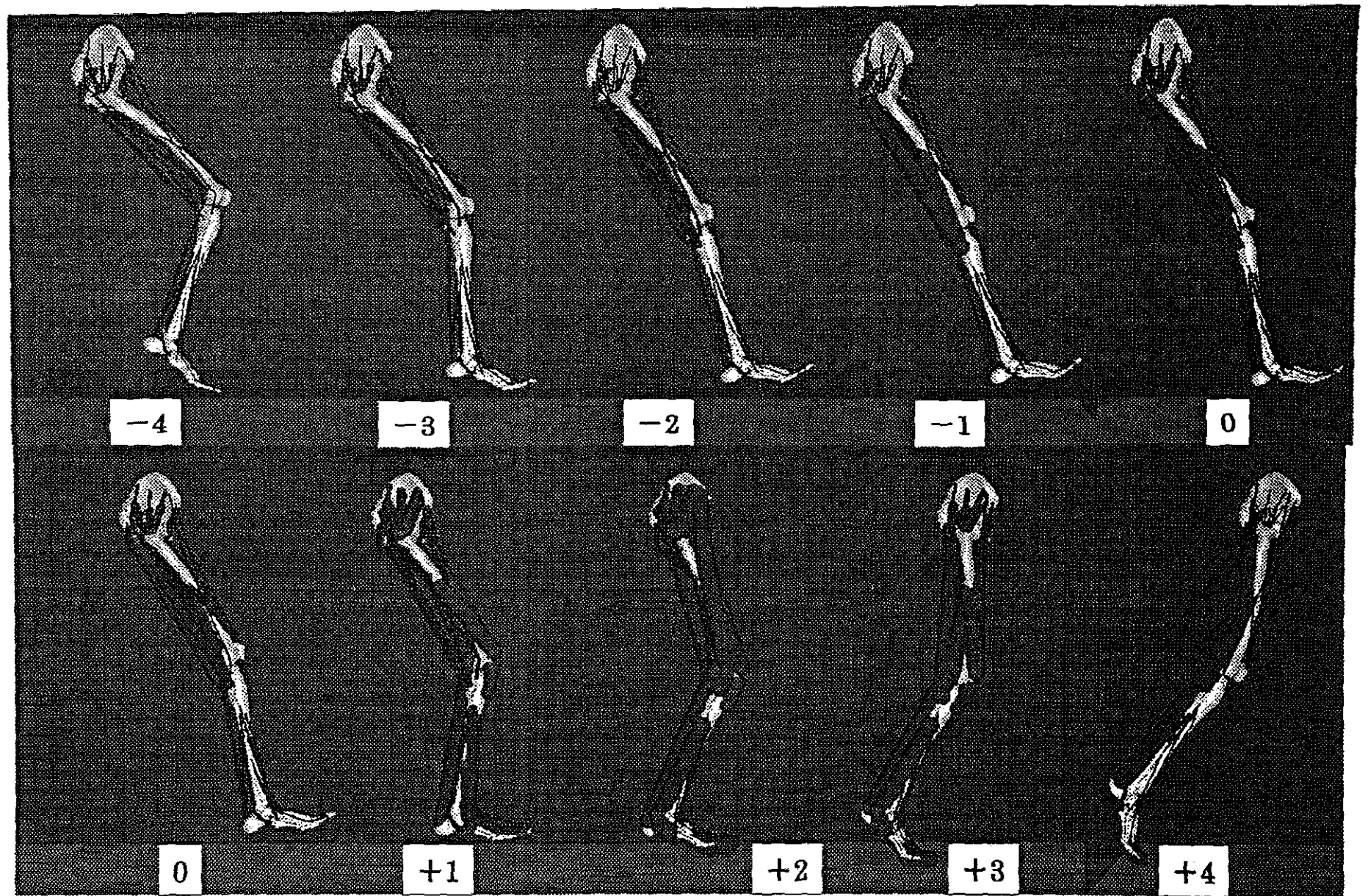


図9 支持期における筋の活動(試技NA:被験者SB)

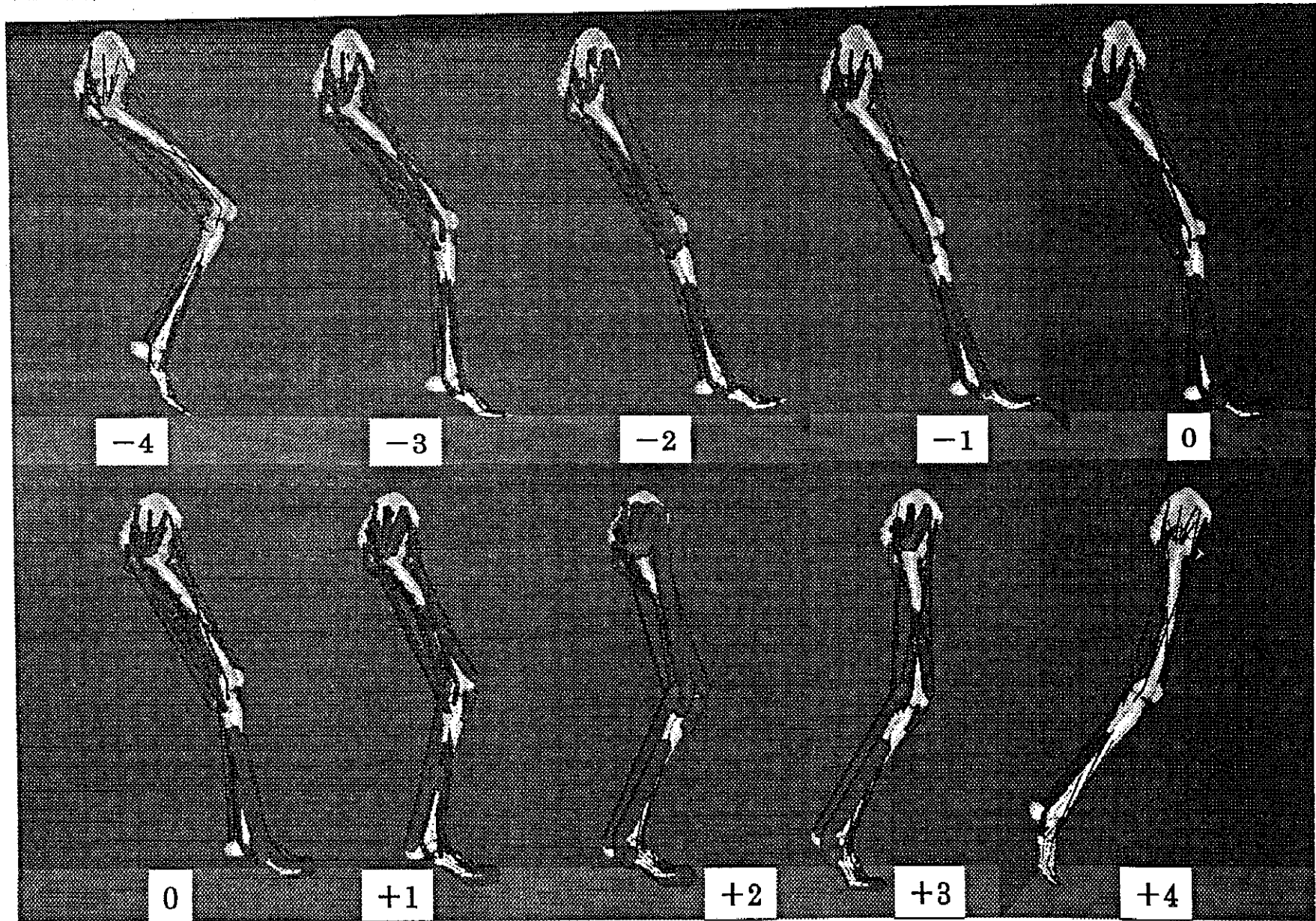


図10 支持期における筋の活動(試技FF:被験者SB)

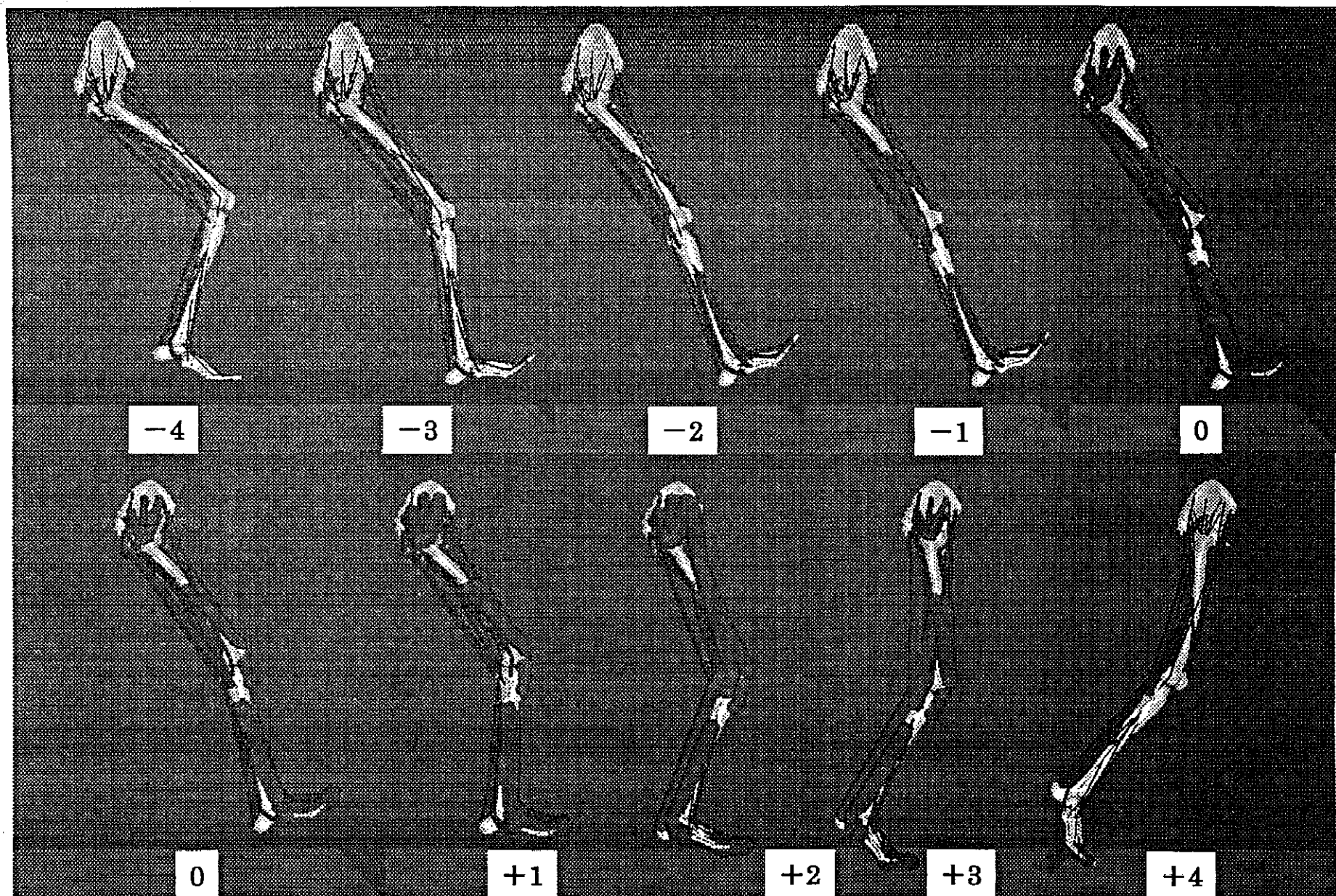


図11 支持期における筋の活動(試技HT:被験者SB)

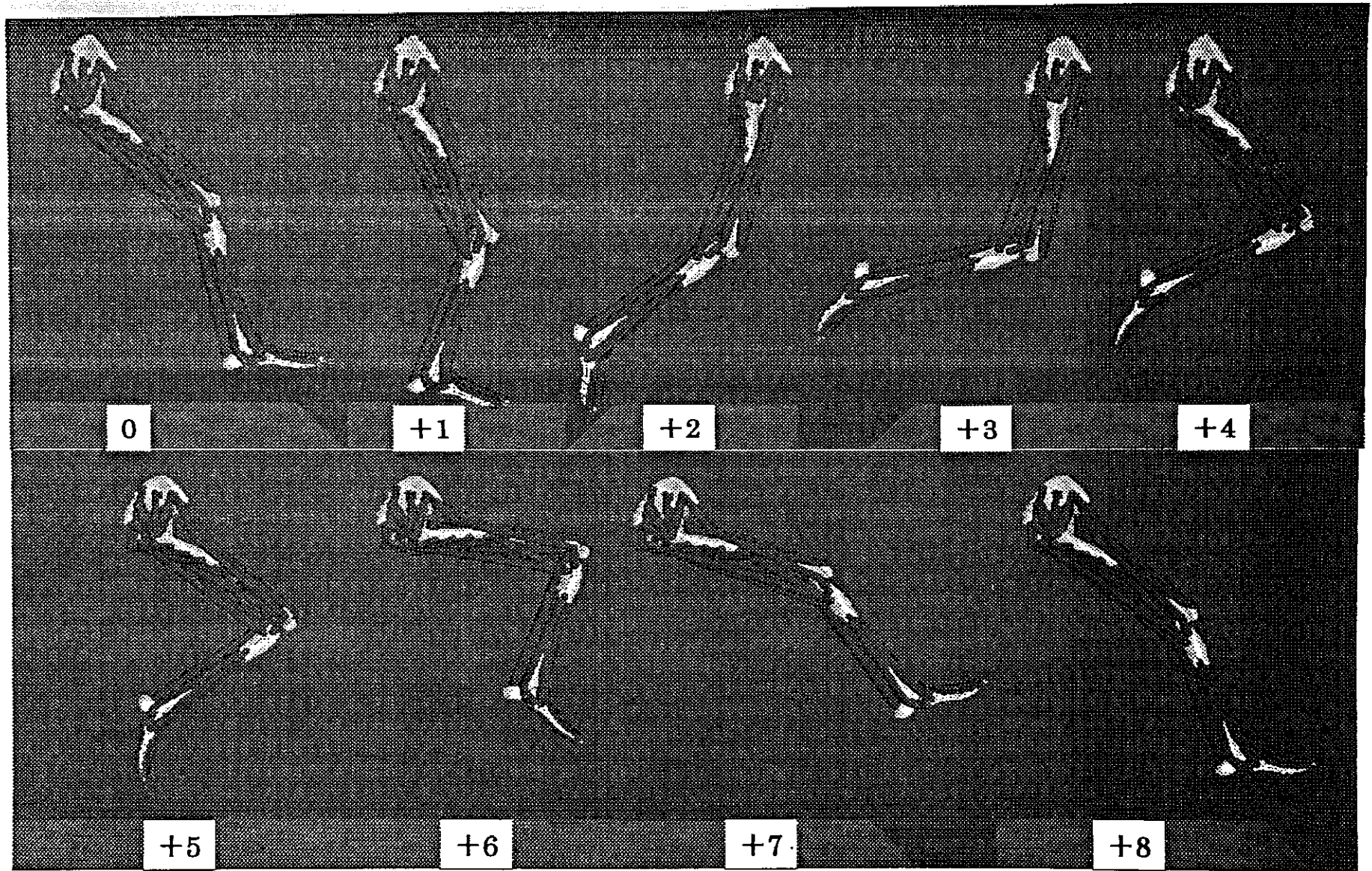


図12 短距離走における筋の活動 (トンプソン選手, 筋活性度を100%と仮定)

以下の頁は著作権者の許諾を得ていないため、公表できません。

研究成果 I の部分

p. ~p.

p. ~p.

p. ~p.

p. ~p.

p. ~p.