

ヒールグラディエントが走動作における支持脚筋群の動的特徴に及ぼす影響

仲谷 政剛^{*1}, 小池 関也^{*2}

Influence of heel gradient on dynamic characteristics of support leg muscles in running motion

Seigo NAKAYA^{*1} and Sekiya KOIKE^{*2}

^{*1} ASICS Corporation
Takatsukadai 6-2-1, Nishi-ku, Kobe, Hyogo, 651-2271 Japan

The purpose of this study is to investigate the influence of the heel-gradient, which is the heel-toe drop in shoe-sole, on the dynamic characteristics of the support leg muscles in a constant pace running motion. Two types of indices; such as, muscle contributions to the whole-body CG acceleration, and dynamic conversion ratios of individual muscle to the generation of the whole-body inertial force, are calculated from a dynamics analysis utilizing the equation of the whole-body motion. The results obtained from seven heel strikers' running motion at the speed of 3.3 m/s indicate that (1) increase in rearfoot midsole thickness relative to forefoot one provided i) increase in the contribution of vasti to support caused by the increase of the magnitude of muscle force, ii) increase in the contribution of vasti to braking caused by increase of the dynamic conversion ratio, iii) decreases of muscle force and relative load of gastrocnemius, and iv) decrease in the contribution of gastrocnemius to propulsion, and (2) decrease in the contribution of soleus to support was affected by decrease of magnitude of muscle force, and increase in the contribution of soleus to propulsion was affected by increase of the dynamic conversion ratio.

Key Words : Runing shoes, Midsole thickness, Muscle contribution, Dynamic Conversion ratio, Muscle relative load

1. はじめに

ランニングは手軽に行うことができる運動として、男女を問わず、取り組む人が近年増加している⁽¹⁾。また、国内最大の市民マラソンである東京マラソンにおいて、第1回大会（2007年2月開催、定員25000人）では約3.1倍であった抽選倍率が、第8回大会（2014年2月開催予定、一般受付定員29400人）では約10.3倍に増加している⁽²⁾。このことから、健康の維持・増進のみならず、レースへの参加、さらには自己の記録への挑戦を目的とするランナーも増加していると言える。そのため、各スポーツ用品メーカーは、ランナーの足部形状や着地時の足部挙動の違いなどに加え、ランナーのスキルに合わせたランニングシューズの設計を行っている^{(3),(4)}。

ランニングシューズの設計において、ミッドソール部の構造は、走動作のパフォーマンスを左右する重要な部位であり、古くからミッドソール構造と走動作中の各種指標との関係について数多くの研究が行われてきた⁽⁵⁾⁻⁽⁷⁾。ここに、ミッドソール部の設計指標の一つとして、ミッドソール足長方向の厚み差（以下、ヒールグラディエントと称す）が挙げられる。一般的に、スキルの高い選手を対象としたシューズに比べて、初心者用のランニングシューズではミッドソールの前足部と踵部の厚み差が大きく設計されている場合が多い⁽⁴⁾。これまでに、このヒールグラディエントの違いに着目した研究はいくつかみられ、例えば、Clarke *et al.* (1983) は、ヒールグラディエントが異なるランニングシューズを用いて、踵部のプロネーションに関する指標について検討を行った結果、最大プロネーション角度、あるいは支持期中のトータルの足関節角度変化などに有意な差がみられないことを示している⁽⁸⁾。また、Reinschmidt and Nigg (1998) は、踵部の高さが足関節モーメントに及ぼす影響を検討するため、前足部厚が一定で、踵部の厚みが異なるシューズを用いて、走動作中の足関節モーメントの検討を行った結

^{*1} 正員, 株式会社アシックス スポーツ工学研究所 (〒651-2271 神戸市西区高塚台 6-2-1), 筑波大学大学院 人間総合科学研究科

^{*2} 正員, 筑波大学 体育系
E-mail: nakaya-se@asics.co.jp

果、前足部に比べて踵部が高いシューズ着用時において、着地直後の足関節モーメントが有意に減少すること、および足関節の底屈モーメントが減少する被験者がみられたことなどを報告している⁽⁹⁾。さらに、Wiegerinck *et al.* (2009) は、ヒールグラディエントに違いがあるレーシングフラットとトレーニングシューズについて、走動作中の足底圧力分布を計測することにより、前足部に対して踵部の厚みが小さいレーシングフラットの方が足裏全体の荷重値の最大値が大きく、接触領域は小さくなることを示している⁽¹⁰⁾。

走動作をはじめとする身体運動において、各筋により発揮された張力がその主な駆動源となるため、シューズ構造の違いが筋活動に及ぼす影響を検討することは、ランニングシューズを設計・評価する上で有効であると考えられる。その際、対象とする系の運動方程式を用いた分析を用いることにより、各筋により発揮された筋張力の身体運動に対する変換状態を定量的に評価することが可能となる⁽¹¹⁾。この分析手法を用いた研究は、これまでに歩行動作⁽¹²⁾⁻⁽¹⁵⁾、および走動作⁽¹⁶⁾⁻⁽²⁰⁾をはじめとする様々な動作に関する報告がみられる。著者らは、踵接地タイプのランナーによる定速走動作を対象として、各筋群の筋張力の身体重心加速度に対する貢献について、収縮様式別の筋張力の役割に対する検討している。例えば、大腿四頭筋は、制動局面では伸張性および短縮性の、また、推進局面では短縮性の収縮によって生じた筋張力により身体の制動および支持を担っていること、そして下腿三頭筋は、制動局面においては主に伸張性の、推進局面においては主に短縮性の収縮によって生じた筋張力により、身体の支持、および前方への推進を行っていることなどを明らかとしている⁽²⁰⁾。さらに、下腿三頭筋は、他の筋群に比べて、張力発揮負担度が大きい筋群であり、腓腹筋では張力が推進に対して、ヒラメ筋では張力が身体支持に対してそれぞれ効果的に変換される特徴を有すること、また、背屈筋群は、筋張力の発揮量、および張力発揮負担度はともに小さいが、動力学的変換率が大きいこと、特に着地直後における身体の支持および制動に対して、その張力が非常に効率良く変換される筋であること、などを示している⁽¹⁹⁾。加えて、ヒールグラディエントが異なるシューズを用いた分析も行い、ヒールグラディエントが異なると、広筋群、腓腹筋、ヒラメ筋、および背屈筋群において、身体重心の速度変化に対する筋張力の貢献に差異がみられることを示している⁽²¹⁾。しかしながら、各筋群における動力学的変換率あるいは張力発揮負担度については検討されていない。

そこで、本研究では、ヒールグラディエントの違いが、定速走動作における支持脚筋群の動的特徴に及ぼす影響について検討することを目的とした。具体的には、ヒールグラディエントが異なる5種類のシューズ着用時における定速走動作を対象として、筋骨格モデルを用いて支持脚筋群の筋張力を推定する。そして、著者らの方法^{(19),(20)}を用いて収縮様式別の各筋群の身体重心加速度に対する動力学的貢献、動力学的変換率、ならびに張力発揮負担度を算出し、これらの各筋群の動的特徴に対するヒールグラディエントが及ぼす影響について検討を行う。

2. 方 法

2・1 使用シューズ

本研究では、図1および表1に示すヒールグラディエントの異なる5種類のシューズを用いた。ミッドソールはエチレン酢酸ビニル共重合体 (Ethylene Vinyl acetate, EVA) を母材とするフォーム材で構成されており、各シューズの前足部 (図1内 a) および踵部 (図1内 b) の厚みが異なる (表1)。すなわち、HG-10 および HG-5 は前足部に比べて踵部が厚く、HG5 および HG10 は前足部に比べて踵部が厚く設計されている。なお、硬度計 (アスカゴム硬度計 CIL 型、高分子計器社製) により測定した上記 EVA フォーム材の硬度は 60 度である。

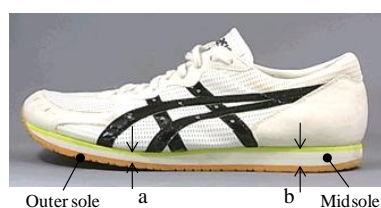


Fig. 1 Test sample shoes

Table 1 Specific parameter of the shoes of midsole

		Midsole thickness [mm]		
		a	b	b-a
Shoes types	HG-10	17	7	-10
	HG-5	12	7	-5
	HG0	7	7	0
	HG5	7	12	+5
	HG10	7	17	+10

2・2 走動作実験

被験者は日頃からレクリエーションスポーツを楽しむ男性7名 (年齢: 31.8±7.6 歳, 身長: 1.72±0.02m, 体

重: $67.8 \pm 4.0 \text{ kg}$)とし、実験に際して、被験者には実験の趣旨を説明し、協力への同意を得た上で実験を行った。被験者の身体特徴点 51 カ所に測定用マーカーを貼付し、 3.3 m/s での定速走動作中の各マーカー三次元座標を、3次元動作分析システム (VICON-MX, Vicon Motion Systems 社製)を用いてサンプリング周波数 250 Hz にて計測した。同時に、スタート位置から約 15 m の位置に埋設したフォースプレート(9287A, Kistler 社製)を用い、地面反力をサンプリング周波数 1000 Hz にて、3次元座標値と同期測定した。その際、フォースプレートを中央とする前後 2.5 m の位置に設置した光電管(IRD-T175, Brower Timing System 社製)により区間タイムを計測し、そのタイムから算出した平均走速度が $3.3 \text{ m/s} \pm 3\%$ の範囲で、かつフォースプレートを右足で自然なフォームで踏んだ4試技を成功試技とした。ここで、被験者はすべて踵接地タイプのランナーであった。なお、本実験は筑波大学研究倫理審査委員会の承認を得て行われた。

2.3 データ処理

得られた各マーカーの三次元座標値に対して、Wells and Winterの方法⁽²²⁾により遮断周波数を決定し、4次のバターワース型デジタルフィルタを用いて平滑化処理を行った。また、フォースプレートにより得られた圧力中心点 (Center of pressure, COP) の座標値は、接地直後および離地直前といった比較的地面反力が小さな局面における誤差の影響を低減するため、5次多項式によって関数近似した値を用いた⁽²³⁾。なお、動作データは3次のスプライン関数を用いて 1000 Hz のデータに内挿補間することによって、地面反力データとの同期を行った。

全身を15セグメントからなる剛体リンクモデルと仮定して、上述の三次元座標値より支持脚関節角度を算出した。さらに阿江の回帰式⁽²⁴⁾より推定した各セグメントの身体部分慣性係数、上述の三次元座標値、地面反力ならびにCOPを用い、逆動力学演算により、全身の関節軸トルクを算出した。

2.4 筋張力の推定

走動作支持期における支持脚各筋群の筋張力を推定するために、筋骨格モデリングソフトウェア (SIMM, MusculoGraphics 社製)⁽²⁵⁾を用いて、3関節5自由度 (股関節屈曲伸展, 股関節内外転, 股関節内外旋, 膝関節屈曲伸展, 足関節底背屈), 計33の筋を有する支持脚筋骨格モデルを構築した⁽²⁰⁾。また、各筋モデルは、長さ-張力関係、および速度-張力関係を考慮した、Hillタイプの筋腱複合体モデル⁽²⁶⁾とし、起始あるいは停止位置が広範囲に及ぶ筋については、2あるいは3要素にてモデル化されている。ここで、最大張力発揮能が生理学的横断面積 (Physiological cross-section area, PCSA) に比例する⁽²⁷⁾ことから、本モデルにおいて、Ward and Smallwoodが報告したPCSA⁽²⁸⁾の各筋の比率を基にして各筋の等尺性最大筋張力を決定した。また、筋モデルにおける並列弾性要素の長さ-張力関係式は長谷と山崎の式⁽²⁹⁾を用いた。なお、上記以外の各パラメータは、SIMMの設定値を用いた。

前述の支持脚筋骨格モデルは、筋の活性度 q が与えられれば、各種関係式の連立方程式を解くことにより、筋張力 および筋腱複合体長などの各種状態量を求めることができる。しかしながら、関節自由度数 (5としてモデル化) に対して筋要素数 (43としてモデル化) が大きいことに起因する冗長性によって筋の分配問題が生じるため、最適化手法を用いて各筋の張力を推定した。ここで、本研究では最適化計算の目的関数として、走動作のような筋収縮が素早く起こる運動において適切とされる活性度の3乗和を用いた⁽³⁰⁾。その際の制約条件として、逆動力学演算により算出した関節トルクに対して、その関節を跨ぐ筋のモーメントアームと筋張力との積である筋トルクの総和が一致するという等式制約条件、ならびに各筋の活性度に関する不等式制約条件 ($0 \leq q_i \leq 1$) を設けた⁽³⁰⁾。

各時点において、活性度 q と筋張力との関係式、および制約条件を満たし、かつ目的関数 J が最小となる制御変数 (活性度 q) を MATLAB (Mathworks 社製) のアドインプログラムである Optimization Toolbox を用いて算出した。得られた最適制御変数を用い、筋腱複合体長 l_{MTC} および筋張力 F_{msl} を再計算し、筋 i の関節 j に対するモーメントアーム $r_{msl,j,i}$ と筋張力 $F_{msl,i}$ の積から、関節 j 周りの筋による筋トルク $T_{msl,j,i}$ を算出した。

$$T_{msl,j,i} = r_{msl,j,i} \times F_{msl,i} \quad (1)$$

本研究では、著者らの方法⁽²⁰⁾に基づき、筋腱複合体長が増大しながら張力発揮することを伸張性収縮、減少しながら張力発揮することを短縮性収縮と定義した。すなわち、分析にあたり、推定した筋 i の筋腱複合体長 $l_{MTC,i}$ を時間微分して得た変化率 $\dot{l}_{MTC,i}$ から、 $\dot{l}_{MTC,i} > 0$ および $\dot{l}_{MTC,i} < 0$ の時をそれぞれ筋 i の伸張性収縮局面および短縮性

収縮局面とした。そして、各局面において筋張力の力積を求め、その力積の筋群毎の和を各筋群の張力発揮力積とした。さらに、筋活性度 q を 1 として算出される各筋の最大発揮張力について、収縮様式毎にその力積を求め、筋群毎の和を各筋群における張力発揮能として算出し、各筋群の張力発揮能に対する実際の発揮張力の力積の割合を張力発揮負担度と定義し、筋群毎の筋張力の発揮特性を検討する指標とした。

2・5 筋張力の動力的指標

まず、身体を 15 セグメントからなる剛体リンクモデルと仮定し、各セグメントの運動方程式、セグメント間の連結方程式、解剖学的関節自由度を考慮するための幾何学拘束式を連立することにより、全身の運動方程式を導出する⁽³¹⁾。

$$\dot{\mathbf{V}} = \mathbf{A}_{Ta} \mathbf{T}_{Ta} + \mathbf{A}_V + \mathbf{A}_G \mathbf{G} \quad (2)$$

そして、身体重心への変換行列である \mathbf{S} を用いることにより、身体重心加速度に対する関節トルク項、運動依存項、重力項の各貢献式を下式のように得ることができる。

$$\ddot{\mathbf{x}}_{cg} = \mathbf{C}_{TA} + \mathbf{C}_V + \mathbf{C}_G \quad (3)$$

$$\mathbf{C}_{TA} = \mathbf{S} \mathbf{A}_{Ta} \mathbf{T}_{act}, \quad \mathbf{C}_V = \mathbf{S} \mathbf{A}_V, \quad \mathbf{C}_G = \mathbf{S} \mathbf{A}_G \mathbf{G} \quad (4)$$

ここで、 $\ddot{\mathbf{x}}_{cg}$ は身体重心加速度、 \mathbf{C}_{TA} 、 \mathbf{C}_V 、 \mathbf{C}_G はそれぞれ能動的関節トルク項、運動依存項、重力項の身体重心加速度に対する貢献を示す。また、 \mathbf{T}_{act} は能動的関節トルクからなるベクトルである。さらに、 \mathbf{A}_{Ta} 、 \mathbf{A}_V および \mathbf{A}_G は、能動的関節トルクの係数行列、コリオリ・遠心力ならびにジャイロ効果によるモーメントといった運動依存トルクに関するベクトル、および重力ベクトルの係数に関するベクトルをそれぞれ示している。

ここで、式(1)で示す各筋の筋トルクを用いて、支持脚における筋 i の身体重心加速度に対する貢献 $\mathbf{C}_{msl,i}$ は、下式として表すことができる。

$$\mathbf{C}_{msl,i} = \mathbf{S} \mathbf{A}_{Ta,i} \sum_{j=1}^5 \mathbf{T}_{msl,j,i} \quad (5)$$

さらに、各筋張力の身体重心速度変化に対する貢献を、方向成分（鉛直方向および前後方向）毎、および収縮様式（伸張性および短縮性）毎に、符号を考慮して時間積分することにより、各筋張力の身体重心速度変化に対する貢献を算出する⁽²⁰⁾。例えば、筋 i の伸張性収縮による筋張力の身体重心の前後方向の推進成分は下記の通りとなる。

$${}^{ec} \mathbf{C}_{\Delta V, v(+), msl,i} = \int \left[\begin{array}{cc} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{array} \right] \mathbf{C}_{msl,i} dt, \quad \left((\dot{l}_{MTC,i} > 0), \left[\begin{array}{cc} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{array} \right] \mathbf{C}_{msl,i} > 0 \right) \quad (6)$$

ここで、上述の各貢献式における各記号の添え字である ec 、 con 、 ΔV 、 v 、 h 、 $(+)$ 、および $(-)$ は、それぞれ短縮性収縮、伸張性収縮、身体重心速度変化、鉛直成分、水平前後成分、正方向、および負方向を示している。

本研究では、各筋張力がどれだけ効果的に身体運動に変換されているかを定量化するため、著者らの方法により、各筋の身体慣性力に対する動力的変換率を算出する⁽²⁰⁾。例えば、筋 i の伸張性収縮による筋張力の動力的変換率の鉛直方向の上向き成分 ${}^{ec} \mathbf{R}_{v(+), msl,i}$ は下記の通りとなる。

$${}^{ec} \mathbf{R}_{v(+), msl,i} \equiv \frac{\int \left| {}^{ec} \mathbf{C}_{\Delta V, v(+), msl,i} \cdot m_{body} \right| dt}{\int {}^{ec} \mathbf{F}_{msl,i} dt} \quad (7)$$

3. 結 果

本論文で取り扱う筋群では、中殿筋および小殿筋を合わせて中・小殿筋群 (GLT)、大腿二頭筋、半腱様筋および半膜様筋を合わせてハムストリングス (HAM)、内側広筋、中間広筋および外側広筋を合わせて広筋群 (VAS)、

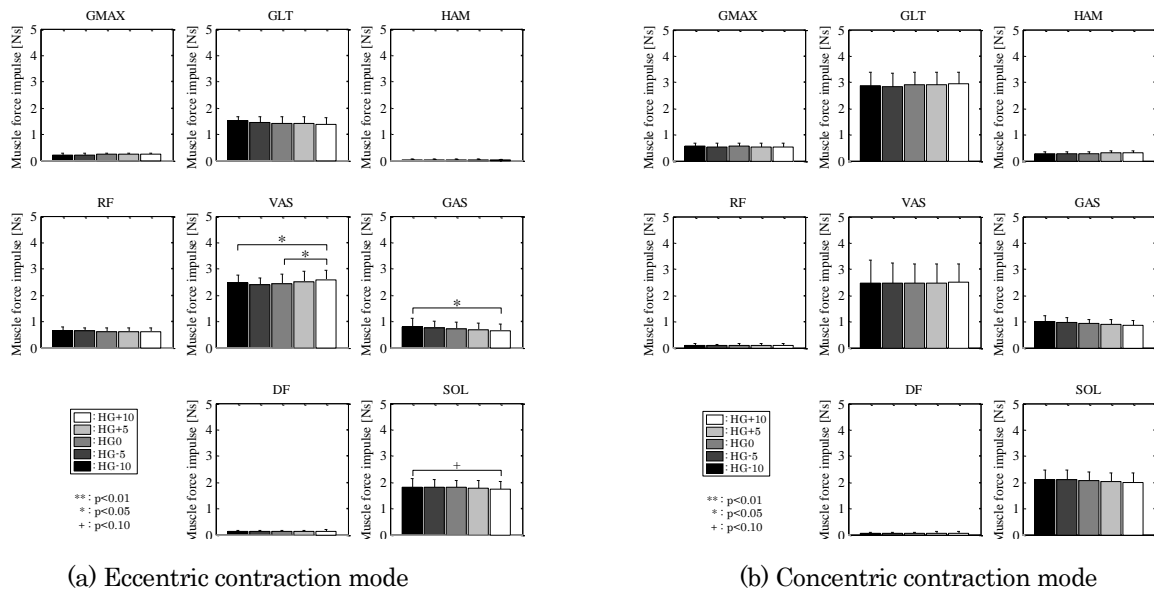


Fig. 2 Average and standard deviations of muscle force impulse during the support phase with different shoes

前脛骨筋, 第三腓骨筋, 長趾伸筋および長母趾伸筋を合わせて背屈筋群 (DF) と表記した. また, 大殿筋 (GMAX), 大腿直筋 (RF), 腓腹筋 (GAS) ならびにヒラメ筋 (SOL) については, 各筋単独として表記した. なお, 身体重心加速度の並進運動に対して貢献が小さい腸腰筋および内転筋群の結果は割愛した.

3・1 各筋群の張力発揮力積

図2に, 各シューズ着用時における, 各筋群の張力発揮力積を示す. 同図の(a)および(b)は, 伸張性収縮および短縮性収縮による結果をそれぞれ示し, 被験者の平均値を棒グラフによって, 標準偏差を誤差棒によって示している. なお, 図内のアスタリクスは, 各筋群に対して, シューズ間に統計的な有意差がみられたことを示し, 本論文における以降の図においても同様とする.

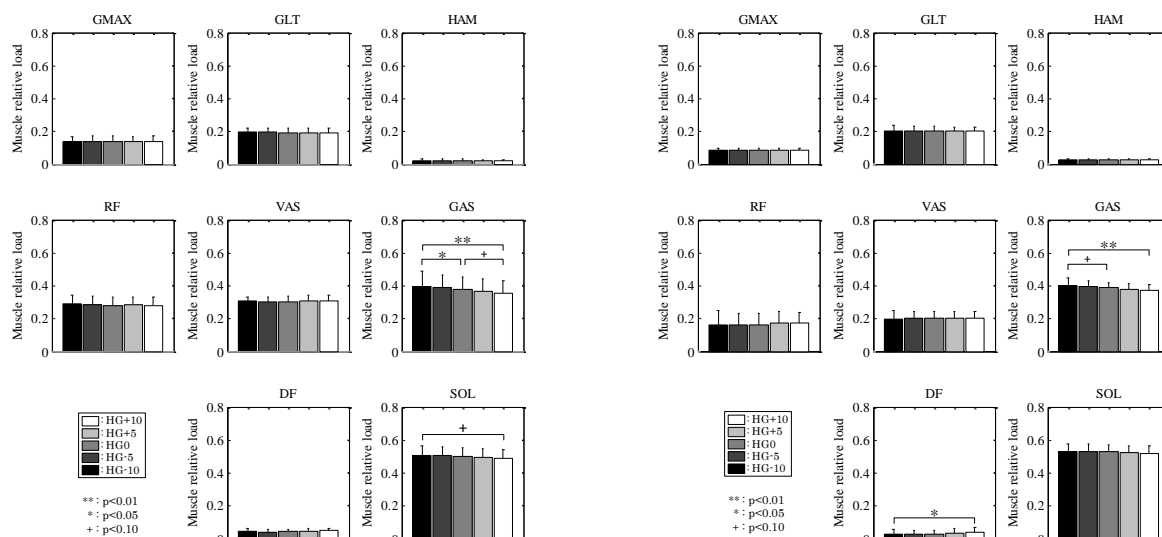
まず, 殿筋群 (大殿筋, 中・小殿筋), ハムストリングス, 大腿直筋, および背屈筋群は, 収縮様式に関わらず, シューズ間における差異がみられなかった. つぎに, 広筋群は, 伸張性収縮時にシューズ間で有意差が認められ, 前足部に比べて踵部のソール厚が増加するに伴い, 発揮張力が増加する傾向がみられた. しかしながら, 短縮性収縮時では, シューズ間の差異がみられなかった. そして, 腓腹筋は, 伸張性収縮時の張力力積が, HG-10 よりも HG+10 において有意に小さかった. また, ヒラメ筋においても HG-10 よりも HG+10 において, 伸張性収縮時の張力力積が小さい傾向がみられた. さらに, 背屈筋群は, 短縮性収縮時において, 統計的な有意差は認められなかったものの, 前足部に比べて後足部が厚くなるに伴い, 張力力積の平均値は減少していた.

3・2 各筋群の張力発揮負担度

図3に, 各シューズ着用時における, 各筋群の張力発揮負担度を示す. まず, 殿筋群, ハムストリングス, 大腿直筋, および広筋群は, 収縮様式に関わらず, シューズ間における差異がみられなかった. つぎに, 腓腹筋は, 両収縮様式においてシューズ間における有意な差が認められ, 前足部に比べて踵部のソール厚が増加するに伴い, 張力発揮負担度が減少する傾向がみられた. また, ヒラメ筋においては, 伸張性収縮時の張力発揮負担度が, HG-10 よりも HG+10 において小さい傾向がみられた. さらに, 背屈筋群においては, 短縮性収縮時の張力発揮負担度が, HG-10 よりも HG+10 の方が大きい傾向がみられた.

3・3 各筋群の身体重心速度変化に対する動力的貢献

図4および5に, 身体重心速度の鉛直方向成分および水平前後方向成分の変化に対する各筋群の筋張力による貢献を示す. まず, 鉛直方向成分について, 殿筋群, ハムストリングス, 大腿直筋の身体重心速度変化に対する貢献は, 収縮様式にかかわらず, シューズ間に有意差はみられなかった. つぎに, 広筋群では, 伸張性収縮にお



(a) Eccentric contraction mode

(b) Concentric contraction mode

Fig. 3 Average and standard deviations of muscle relative load during the support phase with different shoes

いてシューズ間の有意差がみられ、前足部に対して踵部のソール厚が増加するほど、身体支持に対する貢献が大きくなっていった。つぎに、下腿三頭筋（腓腹筋およびヒラメ筋）では、両収縮様式ともに、前足部に対して踵部のソールが薄いシューズよりも、厚いシューズの方が身体支持に対する貢献が小さい傾向がみられた。そして、背屈筋群では、有意差はみられなかったものの、伸張性収縮において、前足部に対して踵部のソール厚が大きいシューズほど、身体支持に対する貢献の平均値が大きくなっていった。

水平前後方向成分についても、鉛直方向成分と同様に、殿筋群、ハムストリングス、大腿直筋の身体重心速度変化に対する貢献では、収縮様式に関わらず、シューズ間における差異はみられなかった。つぎに広筋群では、伸張性収縮時においてシューズ間の有意差がみられ、前足部に対して踵部のソール厚が増加するほど、制動に対する貢献が小さくなっていった。そして、下腿三頭筋は、各筋において傾向が異なり、腓腹筋では両収縮様式ともに、前足部に対する踵部のソール厚が増加するほど推進に対する貢献が減少するのに対して、ヒラメ筋では伸張性収縮のみにおいて、HG-10 よりも HG0 の方が推進に対する貢献が増加していた。最後に、背屈筋群では、短縮性収縮において、前足部に対して踵部のソールが薄いシューズに比べて厚いシューズの制動に対する貢献が大きい傾向がみられ、伸張性収縮においても統計的な有意差はみられなかったものの、踵部に対して前足部の薄いシューズは制動に対する貢献の平均値が大きかった。

3・4 各筋群の動力的変換率

図 6 に、収縮様式別の筋張力の動力的変換率における鉛直方向成分と水平方向成分との関係を示す。まず、殿筋群、およびハムストリングスでは、収縮様式に関わらず、シューズ間における差異がみられなかった。つぎに、広筋群では、伸張性収縮時において、水平方向においてシューズ間の有意差がみられ、前足部に対して踵部のソール厚が増加するほど、動力的変換率が小さくなっていった。また、下腿三頭筋の両筋では、収縮様式に関わらず、前足部に対して踵部のソール厚が増加するほど、水平方向の動力的変換率が大きくなる傾向が確認された。そして、背屈筋群では、前足部に対して踵部のソール厚が大きくなるほど、伸張性収縮時においては鉛直方向の動力的変換率が減少し、短縮性収縮時においては水平方向の動力的変換率が増加していた。

4. 考 察

本研究では、各筋群における筋張力の発揮状態、および筋張力の動作に対する変換状態の観点から、シューズのヒールグラディエントの変化により各筋群の動的な特徴がどのように変化するかについて考察する。

はじめに、殿筋群、ハムストリングス、大腿直筋に加え、前章において結果を割愛した腸腰筋および内転筋群では、ヒールグラディエントの変化により、シューズ間での統計的な差異がみられなかった。これらの筋群はす

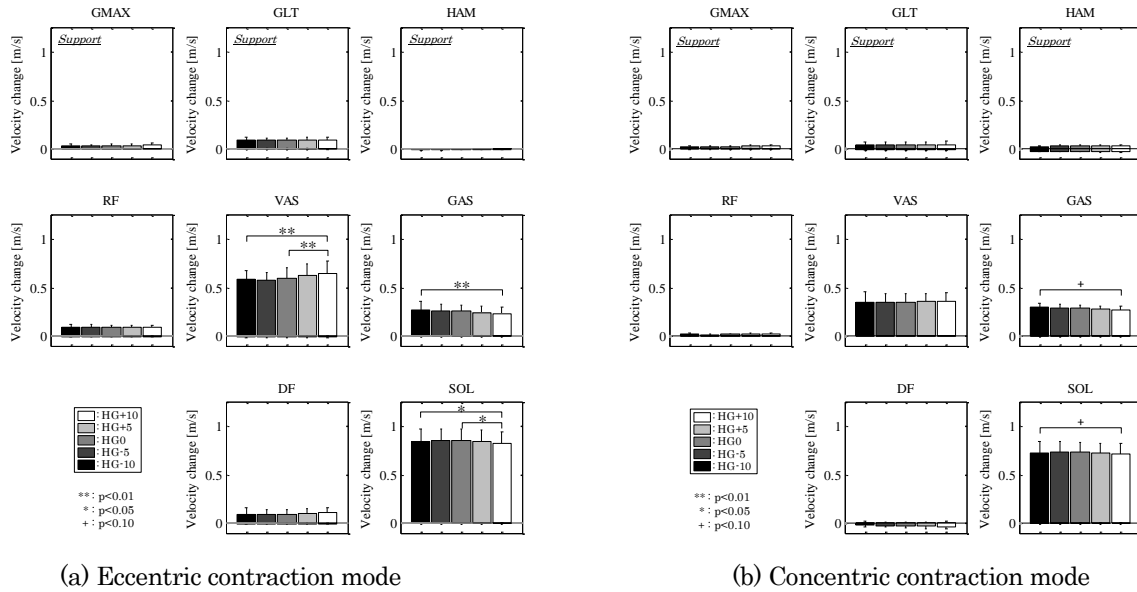


Fig. 4 Average and standard deviations of muscle force contribution to the generation of vertical velocity change of the body CG during the support phase with different shoes

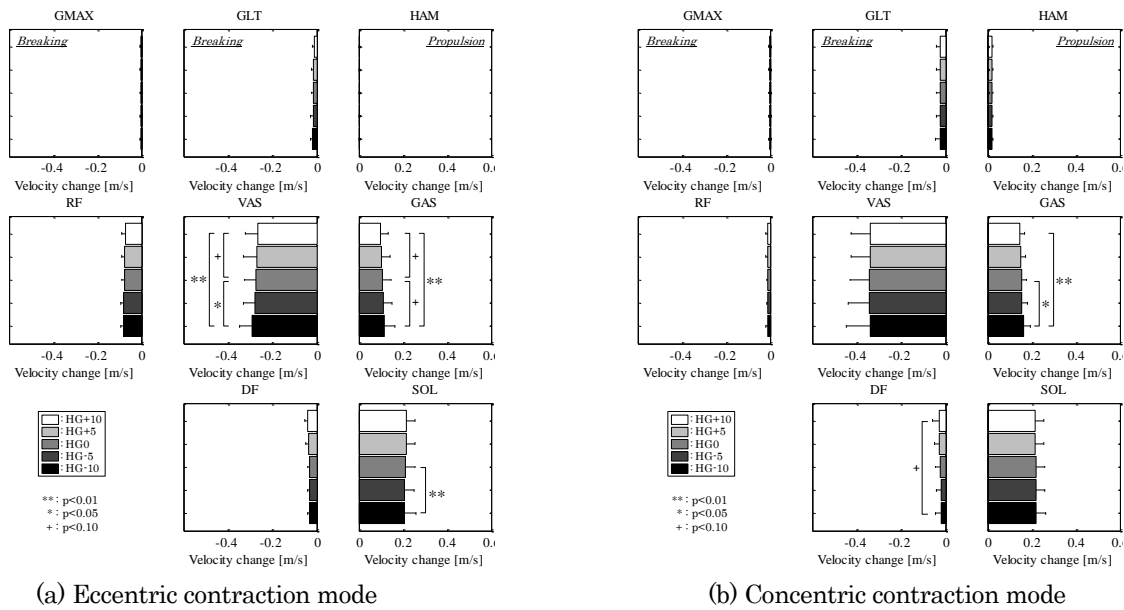


Fig. 5 Average and standard deviations of muscle force contribution to the generation of horizontal velocity change of the body CG during the support phase with different shoes

べて股関節を跨ぐ筋群である。ヒールグラディエントの違いにより、支持期各局面において、支持脚の姿勢に変化はみられるものの、足関節あるいは膝関節に比べて、股関節においてはシューズ構造が及ぼす影響が小さくなるため、各筋群における各指標についても変化が小さかったものと考えられる。

つぎに、広筋群について、身体重心速度変化に対する貢献をみると、前足部に対する後足部のソール厚が増加するにつれて、伸張性収縮局面において、水平前後方向成分は減少し、鉛直方向成分は増加していた。ここで、式(7a)および(7b)から、各筋群の身体重心速度変化に対する貢献は、筋張力力積を身体質量で除した値と動力学的変換率との積として表される。そこで、広筋群の動力学的変換率をみると、両方向ともに伸張性収縮局面のみにシューズ間の差異がみられ、前足部に対する後足部のソール厚が増加するにつれて、筋張力は増加し、動力学的変換率は減少していた。このことから、動力学的変換率に変化がみられた水平方向については、筋張力よりも動力学的変換率の変化が、身体重心速度変化に対する貢献の変化に対して大きく影響するのに対して、鉛直方向

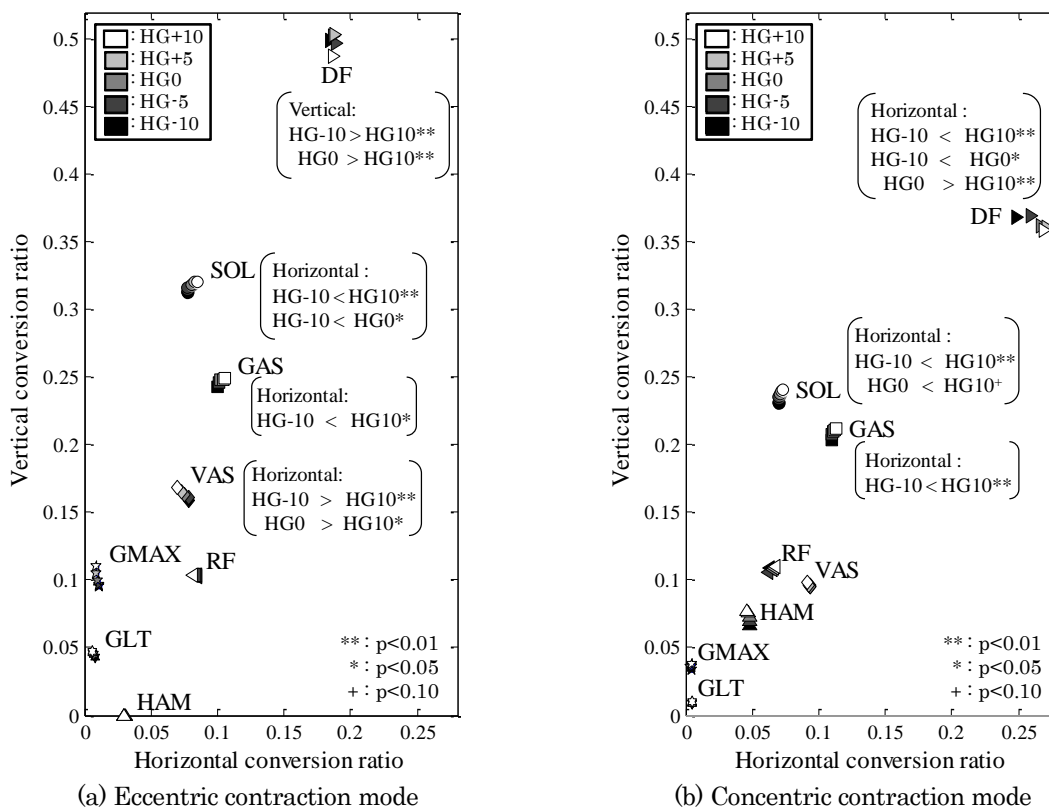


Fig. 6 Relationship between horizontal and vertical conversion ratios at individual muscle group during support phase with different shoes

については、動力的変換率に変化がないものの、発揮される筋張力が増加することにより、身体重心速度変化についても増加したと言える。

さらに、下腿三頭筋についてみると、まず腓腹筋においては、前足部に対する後足部のソール厚が増加すると、収縮様式に関わらず、身体重心速度変化に対する貢献が有意に減少していた。このとき、筋張力の力積も減少していたが、動力的変換率については水平方向のみ増加しており、鉛直方向成分についてはシューズ間での差異は認められなかったことから、腓腹筋における身体重心速度変化に対しては、筋張力の変化が支配的に関与していると言える。一方、ヒラメ筋では、鉛直方向成分については腓腹筋と同様に、前足部に対する後足部のソール厚が増加すると、身体重心速度変化に対する貢献が減少していたが、水平前後成分については伸張性収縮時のみ増加しており、腓腹筋とは異なる傾向が得られた。筋張力および動力的変換率については腓腹筋と同様の傾向であったことから、鉛直方向の身体重心速度変化に対する貢献の変化に対しては、腓腹筋と同様に発揮張力の影響が大きく、水平方向に対して動力的変換率の影響、すなわちランニングフォームの変化による下肢の姿勢の変化が大きく影響していると考えられる。ここで、下腿三頭筋の筋張力および張力発揮負担度が減少することから、踵部の上昇により、下腿後面に位置する筋の負担が小さくなっているといえる。下腿三頭筋の腱であるアキレス腱炎に対する処方として、伸張を軽減する目的でヒールパッドによる踵部の挙上を行うことあるが⁽³²⁾、本結果から、踵部の挙上は、幾何学的な側面のみならず、筋の張力発揮状態の側面からもアキレス腱への負荷軽減に対して効果があることを示唆した結果である。

最後に、背屈筋群は、動力的変換率において、収縮様式に関わらず、シューズ間における有意差がみられた。他方、筋張力の力積をみると、前足部に対する後足部のソール厚の増加に伴い、平均値では増加しているものの、統計的に有意な差は認められなかった。背屈筋群は、足関節を跨ぐ筋群であるため、下肢の中でシューズの近くに位置する筋群であることから、その構造変化による影響を受けやすい筋群である反面、踵接地タイプのランナーにおいては、活動する時間が踵着直後のみの短時間であることから、身体重心速度変化に対してはシューズ間での有意差がみられなかったと考えられる。

5. まとめ

本研究では、踵接地タイプのランナーの定速走動作を対象として、ヒールグラディエントの違いが、支持脚筋群の動的特徴に及ぼす影響についての検討を行った。本研究により得られた結果を以下に示す。

- (1) 殿筋群、中・小殿筋、ハムストリングス、大腿直筋では、筋張力力積、張力発揮負担度、身体重心速度変化および動力的変換率について、シューズ間における差異がみられなかった。
- (2) 広筋群では、前足部に対する踵部のソール厚の増加により、発揮される筋張力が増加し、筋張力の身体重心の鉛直方向速度変化に対する貢献が増加する。一方、水平方向速度変化に対しては、発揮筋張力よりも動力的変換率の増加が影響していた。
- (3) 腓腹筋では、前足部に対する踵部のソール厚の増加により、発揮される筋張力および張力発揮負担度が減少し、筋張力の身体重心速度変化に対する貢献についても、その方向に関わらず減少していた。
- (4) ヒラメ筋では、前足部に対する踵部のソール厚増加により、筋張力の身体重心速度変化に対する貢献は、水平方向においては増加、鉛直方向においては減少するが、水平方向については動力的変換率の増加による影響が大きく、鉛直方向については発揮される筋張力の減少による影響が大きい。
- (5) 背屈筋群では、ヒールグラディエントの変化により、両収縮様式における身体重心速度変化に、シューズ間での有意差がみられた。しかしながら、筋張力力積をみると、前足部に対する後足部のソール厚の増加に伴い、平均値では増加しているものの、統計的に有意な差は認められなかった。

謝 辞

本研究を行うにあたり、平成 24・25 年度科学研究費(課題番号 24500726) の支援を得た。ここに記して謝意を表す。

文 献

- (1) 笹川スポーツ財団, “スポーツライフ・データ 2012 - スポーツライフに関する調査報告書 -”, (2012)
- (2) 東京マラソン財団, “東京マラソン 2013/ランナー参加者申込み状況”, http://www.tokyo42195.org/2013/pdf/120903_numberofapplicants.pdf, (2013.8.26.取得)
- (3) 北憲二郎, “ランニングシューズの開発”, 体育の科学, Vol. 54, No. 12 (2004), pp. 967-972
- (4) 仲谷政剛, “使用者に合ったスポーツシューズ設計”, リハビリテーションエンジニアリング, Vol. 24, No. 3 (2009), pp. 146-149
- (5) Nigg, B. M., Bahlsten, H. A., “Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running”, *International Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 4, No. 3 (1988), pp. 205-219
- (6) Nakabe, N., and Nishiwaki, T., “Development of simplified numerical foot model for sole stability”, In Ujihashi, S., and Haake, S. J. (Ed): *The engineering of Sport 4*, (2002), pp. 824-830
- (7) Oriwol, D., Sterzing, T., and Milani, T. L., “The position of medial dual density midsole elements in running shoes does not influence biomechanical variables”, *Footwear Science*, Vol. 3, No. 2 (2011), pp. 107-116
- (8) Clarke, T. E., Frederick, E. C., and Hamill, C. L., “The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running”, *Medicine and Science in Sport and Exercise*, Vol. 15, No. 5 (1983), pp. 376-381
- (9) Reinschmidt, C., and Nigg, B. M., “Influence of heel height on ankle joint moments in running”, *Medicine and Science in Sport and Exercise*, Vol. 27, No. 3 (1995), pp. 410-416
- (10) Wiegnerinck, J. I., Boyd, J., Yoder, J. C., Abbey, A. N., Nunley, J. A., and Queen, R. M., “Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed”, *Gait and Posture*, Vol. 29, No. 3 (2009), pp. 514-519
- (11) Zajac, F. E., and Gordon, M. E., “Determining muscle's force and action in multi-articular movement”, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Vol. 17, (1989), pp. 187-230

- (12) Neptune, R. R., Kautz, S. A. and Zajac, F. E., "Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking", *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 11 (2001), pp. 1387-1398
- (13) Anderson, F. C. and Pandy, M. G., "Individual muscle contributions to support in normal walking", *Gait and Posture*, Vol. 17, No. 2 (2003), pp. 159-169
- (14) Neptune, R. R., Zajac, F. E. and Kautz, S. A., "Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking", *Gait and Posture*, Vol. 19, No. 2 (2004), pp. 194-205
- (15) Lui, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., and Delp, S. L., "Muscle contributions to support and progression over a range of walking speed", *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 15 (2008), pp. 3243-3252
- (16) Sasaki, K. and Neptune, R. R., "Differences in muscle function during walking and running at the same speed", *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 11 (2006), pp. 2005-2013
- (17) 小池関也, 森洋人, "順動力学的貢献度によるスポーツ動作における関節トルク・筋張力の機能抽出", *バイオメカニクス研究*, Vol. 12, No. 1 (2008), pp. 58-65
- (18) Hamner, S. R., Seth, A. and Delp, S. L., "Muscle contribution to propulsion and support during running", *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 14 (2010), pp. 2709-2716
- (19) 仲谷政剛, 小池関也, "筋張力の発揮能および動作変換率からみた定速走における支持脚筋群の動的特性", *日本機械学会スポーツアンドヒューマンダイナミクス 2012 講演論文集*, (2012), pp. 320-325
- (20) 仲谷政剛, 小池関也, "収縮様式を考慮した定速走動作における支持脚筋群の動力学的な役割", *バイオメカニクス学会誌*, (印刷準備中)
- (21) 仲谷政剛, 小池関也, 三浦亜友, 西脇剛史, "ソール厚の前後差が走動作における支持脚筋群の動力学的機能に及ぼす影響", *日本機械学会 2013 年度年次大会講演論文集*, (2013)
- (22) Wells, R. P. and Winter, D. A., "Assessment of signal noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits", *Human locomotion I*, (1980), pp. 36-41
- (23) Koike, S., Mori, H. and Ae, M., "Three-dimensional analysis of jump motion based on multi-body dynamics - The contribution of joint torque of the lower limbs to the velocity of the whole-body center of gravity", In Fuss, F. K., Subic, A. and Ujihashi, S. (Eds) : *The Impact of Technology on Sport II*, (2007), pp. 649-654
- (24) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定", *バイオメカニクス* 11, (1992), pp. 23-33
- (25) Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L. and Rosen, J. M., "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures", *IEEE Transaction on Biomechanical Engineering*, Vol. 37, No. 8 (1990), pp. 757-767
- (26) Zajac, F. E., "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control", *Critical Reviews in Biomechanical Engineering*, Vol. 17, No. 4 (1989), pp. 359-411
- (27) Ikai, M. and Fukunaga, T., "Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement", *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie*, Vol. 26, No. 1 (1968), pp. 26-32
- (28) Ward, S.R. and Smallwood, L. H., "Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate?", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 467, No. 4 (2009), pp. 1074-1082
- (29) 長谷和徳, 山崎信寿, "汎用3次元筋骨格モデルの開発", *日本機械学会論文集 (C編)*, Vol. 61, No. 591 (1995), pp. 295-300
- (30) Yokozawa, T., Fujii, N and Ae, M., "Muscle activities of the lower limb during level and uphill running", *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 15 (2007), pp. 3467-3475
- (31) 小池関也, 石川達也, 阿江通良, "走動作における身体関節機能の定量化(足部 MP 関節を含む支持脚関節の機能)", *日本機械学会ジョイント・シンポジウム 2010 講演論文集*, (2010), pp. 200-205
- (32) 鳥居俊, "アキレス腱周囲炎", *日本臨床スポーツ医学会学術委員会(編): ランニング障害*, (2003), pp. 144-149, 文光堂