陸上短距離用スパイクシューズの装着によるスティフネス変化の測定[†]

晶 圭 佑* 塩野谷 明*

Measurement of Variation of Physical Stiffness by Wearing
Effect of Sprint Spikes[†]

Keisuke HATA* and Akira SHIONOYA*

Abstract

The purpose of this study was to measure the wearing effect of sprint spikes by performing rebound jumping, keeping constant frequency and utilizing the single degree of freedom vibration model. Physical stiffness is one of the important factors in sprint races. In this study, the human body was considered as a vibration model constructed of mass and spring. The physical stiffness including sprint spikes was estimated from the ground reaction force by rebound jumping. The wearing effect was determined from the estimated stiffness and contact time of rebound jumping. Consequently, in the case of wearing long plate type spike shoes, the physical stiffness was bigger than bare foot condition significantly. Also it was possible to evaluate properties of spike shoes from scattering and correlation of the contact time.

Key words : Sprinting, Spikes, Stiffness, Ground Reaction Force, Vibration Model

1. は じ め に

オリンピックや陸上競技の世界選手権において、100m走は花形の競技であり、世間からの注目度も高い。その100m走の世界記録は1980年代になってから9秒台が頻繁に更新されるようになる。これは、陸上競技場のトラックサーフェイスが従来のアンツーカー製からポリウレタンなどを使用したサーフェイス自体に弾性のある全天候型に改良されたとともに、それに合わせて短距離走用のスパイクシューズもトラックの弾性を利用できるように進歩していったのが一つの要因であると考えられる。

弾性エネルギーの利用と身体運動のパフォーマンスについては多くの研究報告がある。身体が反動動作をする際にはそれに伴って筋腱複合

体が引き伸ばされた後に短縮するSSC (Stretch Shortening Cycle) と呼ばれる現象が発生する¹⁾。このSSCの利用が身体運動のパフォーマンスに寄与すると言われている²⁾。走動作の弾性エネルギーの利用については様々な議論がされており、機械的パワーのうち弾性エネルギーの利用によるものは20% ~ 50%と議論が分かれている³⁾⁻⁵⁾。さらに、身体の弾性については身体のスティフネスとして推定している研究がある。Itoら⁶⁾は一定速度のランニング動作からスプリング定数を推定しており、走速度の増加に伴って弾性エネルギーの蓄積も増加すると報告している。また、Naganoら⁷⁾は1自由度の質量と弾性要素からなる振動モデルを利用し、リバウンドジャンプ時のスティフネスを推定しており、深代ら⁸⁾は同様の推定法により求めた

[†]原稿受付 2013年11月26日 原稿受諾 2014年1月20日

*長岡技術科学大学 〒940-2188 新潟県長岡市上富岡町1603-1

*Nagaoka University of Technology, 1603-1, Kamitomioka, Nagaoka, Niigata, Japan (940-2188)

スティフネスと短距離走の最大疾走速度に相関関係があることを報告している。これらのことから、弾性エネルギーの利用や身体のスティフネスは走パフォーマンスに寄与する要素であることがわかる。

しかしながら、スパイクシューズ装着による身体のスティフネスの変化を測定した研究は少ない。短距離用のスパイクシューズは、足底部にプレートと呼ばれるパーツが施されており、そのプレートが接地時にしなることにより弾性エネルギーを蓄積・利用する効果があると言われている。スパイクシューズ装着効果については、斜め方向への足関節跳躍による弾性エネルギー推定の研究や⁹⁾、3自由度の粘弾性モデルにより着地衝撃のシミュレーションによってスティフネスを推定する研究¹⁰⁾はあるが、前者は実験環境の構築が難しく後者はシミュレーションモデルが複雑である。そこで、本研究はまず連続したりバウンドジャンプを行い、評価方法として簡易的な質量と弾性要素からなる1自由度の振動モデルを利用してスパイクシューズを含む身体のスティフネスを推定した。そしてスパイクシューズ装着による効果を、モデルにより推定したスティフネスの変化とし、接地時間などとの関係から評価検討することを目的とする。このヒト系とシューズ系を含んだマン・マシンシステムとしてスパイクシューズの装着効果を評価する手法を開発することは、新たな評価指標を作り、製品を開発するという分野からスポーツ産業へ貢献し得ると考えられる。

2. 実験方法

2.1 被験者

被験者は、陸上競技経験がある健康な男性7名（平均身長 171.65 ± 9.00 cm, 平均体重 63.71 ± 7.52 kg, 100m走の記録 11.82 ± 0.25 s, 平均年齢 22.29 ± 1.38 歳）とした。実験に先立ち、全ての被験者に本研究の内容および危険性について説明をした上で、実験参加への同意を得た。

図1 実験システム

2.2 スパイクシューズ

被験者は、素足状態の他、以下の2種類の陸上短距離用スパイクシューズを履いた状態で各跳躍動作を行った。（ ）内は装着状態の省略記号であり、素足状態はNSとする。スパイクシューズは、足底部のプレートの長さが異なり、コンセプトの異なるものを用意した。

(1)短プレート型（約180 g, SP）

足底部に合成樹脂製のプレートがつま先から土踏まず付近まで施されており（26.0cmサイズで約17cm）、プレート以外の部分は人工皮革と合成繊維製である。

(2)長プレート型（約140 g, LP）

足底部に合成樹脂製のプレートがつま先から踵部まで施され、足底部全体がプレートとなっている。プレート以外の部分は短プレート型と同じ人工皮革と合成繊維製であるが、シューズ上部は軽量化のために肉抜きが施されており、短プレート型より軽量となっている。

2.3 実験システム

図1のような実験システムを構築した。この実験システムは、上面に陸上競技用で厚さ20mmの全天候舗装材を敷いた床反力計（フォースプレート Type9286, キスラー社製）と、連続跳躍時の跳躍リズムを一定にするためのメトロノームから構成される。被験者は、フォースプレート上に敷かれた全天候舗装材上でメトロノームから流れる音に合わせて跳躍動作を行う。

2. 4 運動課題

被験者は、フォースプレート上でメトロノームの音に合わせ、毎分120回と毎分200回の2種類のピッチでの連続ホッピングを行った。被験者は腰に手をあて、膝を伸ばした状態で足関節のみを使い跳躍を行う。跳躍は20回程度行い、被験者にはそのピッチでの最大努力で跳躍を行うように指示した。跳躍頻度は以降、rpmの単位で示す。

2. 5 測定項目

本研究の測定項目は、仕事率と仕事量および振動モデルから推定するスティフネス、すなわちスプリング定数である。跳躍を開始し安定し始める5回目から15回目の間で、最も床反力の大きな波形を仕事率と仕事量の分析対象とした。さらに、最大となる床反力とその周辺合わせて5回分をスプリング定数の分析対象とし、その平均をとることでその被験者のスプリング定数とした。この時、床反力は床反力計により2kHzでコンピュータに取り込んでいる。

2. 5. 1 仕事率および仕事量

各跳躍頻度における仕事率を床反力計により測定した反力の垂直成分から、以下の式で算出した。さらに、仕事率を積分することで仕事量

図2 Mass-Spring モデル

を算出した。

$$P = F \cdot \frac{1}{m} \int F dt \quad (1)$$

m : 身体質量, F : 垂直床反力, P : 仕事率

$$W = \int_{T_s}^{T_e} P dt \quad (2)$$

T_s : 接地開始時, T_e : 離床時, W : 仕事量

2. 5. 2 スプリング定数の推定

本研究ではNaganoら⁷⁾と同様、図2のように身体を質量と線形の弾性要素からなる単純な振動モデル仮定し、Mass-Springモデルとした。このとき、このモデルの固有各周波数は式(3)で表すことができる。このとき、 k は線形弾性要素、 m は質量、 ω は角周波数である。

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (3)$$

よって、スプリング定数は式(4)で表される。

図3 Half contact time の定義

表1 接地時間, Half contact timeおよびそれらの差

Condition	Contact Time [sec]	HCT [sec]	Difference [sec]
NS (120)	0.17 ± 0.018	0.14 ± 0.018*	0.032 ± 0.008
NS (200)	0.15 ± 0.010	0.11 ± 0.006	0.038 ± 0.005
SP (120)	0.17 ± 0.025	0.13 ± 0.015*	0.039 ± 0.011 [†]
SP (200)	0.16 ± 0.015	0.11 ± 0.007	0.046 ± 0.010
LP (120)	0.16 ± 0.018	0.13 ± 0.011*	0.032 ± 0.009
LP (200)	0.15 ± 0.011	0.11 ± 0.009	0.037 ± 0.007

[†] : Significant correlation to half contact time

* : Significant difference to the jumping frequency of 200 rpm

表2 仕事率, 仕事量, 垂直床反力およびスプリング定数

Condition	Mechanical Power [W/kg]	Mechanical Work [J/kg]	Vertical Force [N/kg]	Spring Constant [N/m/kg]
NS (120)	17.46 ± 2.68	1.35 ± 0.25	55.55 ± 4.91*	518.64 ± 138.91*
NS (200)	7.90 ± 1.11	0.55 ± 0.05	40.72 ± 4.56	801.78 ± 89.10
SP (120)	20.17 ± 5.17	1.48 ± 0.35	61.68 ± 10.22*	567.16 ± 131.15*
SP (200)	8.43 ± 1.17	0.58 ± 0.03	42.37 ± 4.05	822.35 ± 102.93
LP (120)	20.55 ± 3.22	1.44 ± 0.20	64.24 ± 7.06*	598.54 ± 101.44*
LP (200)	8.42 ± 1.31	0.55 ± 0.05	42.72 ± 4.83	848.39 ± 144.37

* : Significant difference to the jumping frequency of 200 rpm

$$k = m\omega^2 \quad (4)$$

このとき, 各周波数は

$$\omega = \frac{\pi}{T_{half}} \quad (5)$$

となるため, スプリング定数は床反力の垂直成分を用いて体重レベルの踏み切り時間 T_{hlf} (Half Contact Time, 以下HCT) から推定することができる。HCTは図3のように, 垂直床反力が被験者の体重を上回ったレベルにおける時間幅である。このスプリング定数はスパイクシューズを含んだ身体全体のステイフネスを表す。

2. 6 統計処理

全てのデータは平均値 ± 標準偏差の形で表される。差の検定の際は, 2要因の分散分析を行い, 群間差が有意であった場合に事後検定としてGames-Howellの方法により多重比較を行った。図5に示すスプリング定数の増加率については, 素足状態を100%としたスパイクシューズ装着時のスプリング定数の増加率である。こ

れについてはノンパラメトリック検定法であるSteel-Dwassの方法により多重比較検定を行い, 差の検定を行った。また, 相関関係はピアソンの積率相関係数を用いて検討した。なお, すべての検定において危険率5%をもって有意とした。

3. 実験結果

3. 1 各状態および跳躍頻度における測定結果

表1に, 各シューズ装着状態および跳躍頻度における接地時間, HCT, および接地時間とHCTとの差を示す。また表2に, 各シューズ装着状態および跳躍頻度における仕事率, 仕事量, 垂直床反力, モデルにより推定したスプリング定数を示す。仕事率, 仕事量, 垂直床反力およびスプリング定数については各被験者の体重で除して標準化している。Condition項目の括弧内は跳躍頻度を示す。

統計処理の結果, HCT, スプリング定数, 最大床反力の項目において全ての状態における跳躍頻度間で有意差が見られた。接地時間に関

図4 各状態および各跳躍頻度における垂直床反力の比較

図5 素足状態に対するスプリング定数増加率の比較

しては、素足状態でのみ跳躍頻度間に有意差が認められた。接地時間とHCTとの差については、HCTとの相関関係を分析した結果、SP (120) のみにおいて有意な相関であり、その他の状態および跳躍頻度では有意な相関ではなく依存度はみられなかった。また、NS (120) およびLP (120) 間の垂直床反力の間に危険率5%で有意差が認められた。図4に垂直床反力を各状態、跳躍頻度ごとに比較したものを示す。

3. 2 シューズ装着によるスプリング定数増加率の変化

図5に、素足状態のスプリング定数を基準と

したシューズ装着状態におけるスプリング定数増加率を比較したグラフを示す。跳躍頻度120 rpmの条件で、NSとSP間およびNSとLP間において有意な差が認められた。また、跳躍頻度200 rpmの条件においてはどの状態間においても有意な差は認められなかった。

4. 考 察

4. 1 跳躍頻度増加による変化

本研究における跳躍頻度は、120rpmが全ての被験者がほぼ最大努力の踏切で跳躍を行える跳躍頻度だったのに対し、200rpmは全ての被験者が行えるおおよそ最高周波数の跳躍頻度

であった。この跳躍頻度増加により、HCTは全ての状態において有意に低下し、その結果スプリング定数は有意に増加する。さらに、踏切時間の短縮に伴い、最大床反力も有意に低下する。特にスプリング定数の変化については、同様の質量-弾性要素からなる振動モデルを使用したNaganoら⁷⁾の結果とも一致する。これは、まず120rpmの跳躍は200rpmに比べ、接地局面において筋の大きな引き伸ばしが発生していると推定される。一方、200rpmの跳躍頻度では筋は120rpmに比べて等尺性収縮に近い状態を維持しなければならない状態であると考えられ、見かけ上のスプリング定数は高く見積もられることとなる。さらに、これについてShibayama¹¹⁾らはMass-Spring systemに外力を加えたモデルを使って説明している。筋自体の長さは増加する筋張力に反して底屈局面において収縮されるのであるが、その筋は伸張性収縮局面において高い活動指標を示す。被験者は、筋腱複合体における弾性要素の機械的特性を極端に変化させるのは不可能であるのに対し、収縮要素としての筋活動レベルを制御することは可能である。筋腱複合体において、あらゆる故意的な動作を実現するために弾性要素の特性に合わせて収縮要素は制御されるため、このスプリング定数の変化は筋活動の変化であると考えられる。

しかしながら、接地時間については素足状態でのみ跳躍頻度間で有意差が認められているが、スパイクシューズ装着状態では有意差は認められなかった。これは、スパイクシューズはスパイクピンを持っており、それをサーフェイスに突き刺す構造であることに起因すると考えられる。このことにより、サーフェイスからピンを引き抜く動作の際にサーフェイス自体の粘性や摩擦抵抗などの影響を受け、体重を下回るレベルでの接地時間に影響を与えたものと考えられる。これは、スパイクシューズ装着による一つの影響であると言える。さらに、接地時間とHCTの差とHCTを比較した場合、2群間に有意な相関関係が見られるのは跳躍頻度

120rpmにおけるSPのみであり、その条件以外では体重を下回るレベルでの接地時間はHCTと無関係の値であることがわかる。この値は、Mass-Springモデルで定義されているスプリング定数の算出方法から、モデル上のスティフネスの影響を受けない値であると考えられ、サーフェイスや皮膚、スパイクシューズのサーフェイスとの接触部分との粘性抵抗や摩擦抵抗による不確定な要素が関係していると考えられる。

4. 2 シューズ装着によるスプリング定数増加率の変化

図5は、素足状態を100%としたシューズ装着によるスプリング定数の増加率を示したものである。跳躍頻度120rpmにおいてスパイクシューズ装着により有意な変化が見られた。これは、スパイクシューズの足底部が持つ弾性要素による効果だと考えられる。このことは、先行研究⁹⁾¹⁰⁾の結果と一致しており、足底部に施されているプレートと呼ばれるパーツの持つスティフネスの影響であると言える。跳躍頻度200rpmにおいてはシューズ装着による有意な差は確認されなかった。これは、前項で記述した接地時間とHCTとの差に関係する。この接地時間とHCTとの差は全ての状態および跳躍頻度の群間に有意な差は見られないが、HCTは跳躍頻度増加によって有意に減少している。そのため、接地時間に占める接地時間とHCTとの差の割合、すなわちモデル上のスティフネスの影響を受けない時間の割合が跳躍頻度増加により増えていると取ることができる。そのため、200rpmにおいてはスティフネス以外の要素、すなわちサーフェイスや皮膚、シューズなどの粘性抵抗や摩擦抵抗などの要素による影響が割合として大きくなりスティフネスの増強効果がみられなくなつたと考えられる。

4. 3 1自由度モデルとリバウンドジャンプによる装着効果の評価検討

本研究における異なる2種類の跳躍頻度におけるリバウンドジャンプと1自由度のMass-

Springモデルによる、スパイクシューズ装着効果の評価への可能性を検討する。まず、スパイクシューズ装着によって本研究で期待する要素としてスプリング定数、すなわちスティフネスの増加がある。本研究におけるリバウンドジャンプと1自由度のMass-Springモデルによって、跳躍頻度120rpmにおいてはスパイクシューズ装着によるスプリング定数の増加率の有意な変化がみられた。プレートをもったスパイクシューズのスティフネス増強効果に関しては、3自由度の質量-バネ-ダンパーのモデルを利用した先行研究の結果と一致しており、1自由度のMass-Springモデルでも身体全体のスティフネス増加をスパイクシューズ装着の効果として評価することができたと言える。

また、接地時間とHCTの差とHCTとの相関関係については跳躍頻度120rpmにおけるSPでのみ有意な正相関が認められた。すなわち、接地時間とHCTとの差はHCTと依存関係があり、前述の不確定な要素がスティフネスと依存関係なしに影響を与えているとは言えない。本研究で採用した短プレート型スパイクシューズは、長プレート型が強力な弾性エネルギーを生むコンセプトであるのに対し、素足感覚に近く操作性・制御性に優れたコンセプトのシューズである。この接地時間から、不確定な要素に影響されないというシューズの操作性に関する性能を示していると示唆される。

5. ま と め

本研究は、リバウンドジャンプと1自由度のMass-Springモデルからスパイクシューズの装着効果をスパイクシューズを含む身体全体のスティフネス、すなわちスプリング定数の増強の観点から検討を行った。その結果を以下にまとめる。

- (1) 跳躍頻度の増加によって、Half Contact Time, 最大床反力, スプリング定数は有意に変化した。
- (2) スパイクシューズ装着により、長プレート型スパイクシューズにおいて跳躍頻度120rpm

でスプリング定数増加率が有意に変化した。

- (3) リバウンドジャンプとMass-Springモデルによるスプリング定数の推定と接地時間の比較からスパイクシューズの装着効果について評価検討が可能であった。

参 考 文 献

- 1) Komi, Paavo V. : Stretch-shortening cycle, Strength and power in sport, 2, pp.184-202, (2008).
- 2) Bosco, C., I. Tarkka, and P.V. Komi. : Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise, International Journal of Sports Medicine, 3(3), pp.137-140, (1982).
- 3) Thys, H., Farraggianna. T and Margaria. R. : Utilization of muscle elasticity in exercise, Journal of Applied Physiology, 32(4), pp.491-494, (1985).
- 4) Asmussen, E. and Petersen, F.B. : Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise, Acta physiologica Scandinavica, 92(4), pp.537-545, (1974).
- 5) Cavagna, G.A., F.P. Saibene, and R. Margaria. : Mechanical work in running, Journal of Applied Physiology, 19(2), pp.249-256, (1964).
- 6) Ito, A, Komi, P.V, Sjödin Bertil, Bosco, C, and Karlsson Jan. : Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds, Medicine and Science in Sports and Exercise, 15(4), pp.299-308, (1983).
- 7) Nagano, A, Takeshita, D and Fukushima, S. : An estimation of the stiffness of mm. triceps surae in human hopping by the mass-spring model, Japan Journal of Physical Education, Health and Sports Sciences, 46, pp.195-205, (2001).
- 8) 深代千之, 右近睦美, 安部 孝, 川本和久 : 陸上 : 短距離選手における足関節の弾性特性, スポーツ医・科学, 14, pp.21-24, (2002).
- 9) 畠 圭佑, 西條暁里, 塩野谷明 : 下腿筋-腓骨合体の弾性エネルギーと障害発生要素に基づく陸上短距離用スパイクシューズの評価, 生体

- 医工学, 48 (2), pp.226-231, (2010).
- 10) 畠 圭佑, 江田茂行, 塩野谷明: 短距離用スパイクシューズ評価のための身体粘弾性モデルの利用, 生体医工学, 50 (5), pp.426-432, (2012).
- 11) Shibayama.A, Y.Ishige and S.Fukashiro, : Behavior of muscle-tendon complex in triceps surae during a repetitive ankle-bending exercise, Japan Journal of Biomechanics, Sports and Exercise, 2, pp.19-27, (1987).