

脛骨疲労骨折の発生リスクを最小化する  
速度－ピッチ関係の解明

保原浩明，小林吉之，植田智也

国立研究開発法人 産業技術総合研究所

人間情報研究部門

デジタルヒューマン研究グループ

### Abstract

Tibial stress fractures are one of the most common and potentially serious overuse running-related injuries in runners. The stress fractures are thought to be related, in part, to abnormal lower extremity loading variables, such as vertical impact peak (VIP) and vertical average loading rate (VALR). Thus, modifying these loading variables may decrease a runner's risk for stress fracture. The purpose of this study was to investigate a combination of running speed and step frequency to minimize the lower extremity loading variables. Ten male individuals were instructed to run on a treadmill mounted on force plates, from which the vertical ground reaction force was recorded. Running speeds were four different speeds (2.6 m/s, 2.9 m/s, 3.2 m/s, 3.5 m/s). We also controlled 5 step frequencies: the preferred (0%), below preferred (-10 and -20%) and above preferred (+10 and +20%) with a digital audio metronome. Then, they performed running for 20 seconds at each conditions in a random order. From the measurement of vertical ground reaction force, VIP and VALR were calculated. We found that the existence of a significant main effect of running speeds and step frequency on both VIP and VALR. However, there was no significant interaction effect between running speeds and step frequency on VIP and VALR. It was found that the minimum VALR was achieved at the combination of 2.6 m/s and preferred step frequency. Since loading variables are varied by combination of running speed and step frequency, we may be able to recommend effective training and rehabilitation strategy to reduce the risk of running-related injury for runners.

## 1. 緒言

ランニングは、人々が体を動かしたい時や健康維持のために行われる最も一般的な運動の一つであり、性別・年齢・場所の制約を問わずに行うことのできる手軽なスポーツでもある。日本国内におけるランニング人口は1000万人近く存在し（笹川スポーツ財団, 2012）、健康やダイエット、フィットネスの観点からもランニングが広く普及していることを示唆している。

その一方、ランニングは怪我をしやすいスポーツの一つでもある。先行研究によると、1年間でランニング関連障害を発症するランナーは全体の19～83%に及ぶと言われている（Bredeweg et al., 2013）。ランニング関連障害には捻挫や打撲、肉離れなどもあるが、その中でもランナーに頻発しているのが脛骨疲労骨折である。脛骨疲労骨折は完全回復に2～3ヶ月を要し（日本体育協会, 2007）、その間の全身持久力および体力適性の低下が懸念される。そのため、こうした障害発生リスクをエビデンスに基づいて定量評価し、その予防策を早急に講じる必要がある。

脛骨疲労骨折の誘因として、着地時の地面反力第一ピーク（Vertical Impact Peak; VIP）と増加率（Vertical Average Loading Rate; VALR）がある（Davis, et al., 2004; Pohl et al., 2008; Zadpoor and Nikooyan, 2011; Zifchock et al., 2006）。上記指標は走速度とピッチ（単位時間当たりの歩数）によって変化することが知られているが（Hobara et al., 2012; Hobara et al., 2014; Keller et al., 1996; Munro et al., 1987）、これらが最も小さくなる運動条件（速度とピッチの組み合わせ）に関する知見は乏しい。脛骨疲労骨折の発生リスクを最小化する運動条件が解明されれば、インテリジェントトレッドミルやセンサー埋没型シューズ、スマートフォン・アプリケーションの開発等に繋がり、国内に約1000万人存在するという市民ランナーの障害予防と運動継続を支援することが可能となる。そこで本研究の目的は脛骨疲労骨折発生リスクを最小化する速度-ピッチ関係を明らかにすることとした。

## 2. 研究方法

### 2.1 被験者

被験者は、過去に下肢における疲労骨折などの既往歴のない健常男性10名（年齢 $23.0 \pm 1.2$ 歳，身長 $1.72 \pm 0.07$ m，身体質量 $66.9 \pm 13.3$ kg；平均値 $\pm$ 標準偏差）とした。実験を行うにあたり，全ての被験者に対し，本研究の目的，方法および測定に伴う危険性を十分に説明し，実験参加に対する同意を得た。なお，本研究は独立行政法人産業技術総合研究人間工学実験委員会の承認を得て行われた（人2013 - 450）

### 2.2 実験装置

図1は実験装置の全体を示したものである。実験装置は床に埋め込まれたフォースプレート（40 cm  $\times$  60 cm, BP400600-1000：AMTI社製），市販されているものを改造したトレッドミル（PARAGON5：HORIZON社製）および転倒防止を目的としたハーネス（Master Vest, Mod. 64：Liko社製）とアーム（SUNLIFT175E：SUNRISE MEDICAL社製）から構成されている。

### 2.3 運動課題と実験手順

被験者には，フォースプレートの上に設置されたトレッドミル上でランニングを行わせた。このときの鉛直方向の地面反力（vGRF）は，1000 Hzで記録した。実験に先立ち，被験者には運動をしやすい服装でシューズを着用しランニングを行わせた。また，軽いストレッチを自由に行ってもらい，怪我が起こらないように備えてもらった。測定に際しては，ランニング時の転倒を予防するため，被験者の腰部分にハーネスを装着するが，ハーネスによって体重が免荷されることでランニング動作に支障がないように被験者に確認しながら装着を行った。

速度は，4段階（2.6 m/s，2.9 m/s，3.2 m/s，3.5 m/s）とし，それぞれ定常状態の10秒程度の測定を各1回ずつ行った。速度の変化はランダム試行とし，トレッドミルのコントロールパネルによって操作し

た。同様に，各走速度でピッチ（単位時間当たりのステップ数）を5段階に変化させた。具体的には，至適ピッチを0%とし，±10%および±20%に変化させた。速度およびピッチ変化はランダムに行った。

実験に際し，トレッドミル上でのランニングに慣れてもらうために，各自に適した速度で十分な練習時間を設けた。また，実験中に被験者が疲労を感じた時には，試行の間に休憩を設けた。なお，実験を行うに当たり，足部着地パターン（踵接地や前足部接地など）に関する教示は与えなかった。なお，本実験ではシューズの種類による測定項目への影響を統制するため，被験者の着用するシューズを同一製品のシューズ（ウエーブライダー 17：ミズノ株式会社製）に統一した。

#### 2.4 データ収集および解析

はじめに，計測されたvGRFの生データには，4次のバターワースフィルタをかけてノイズを除去した。カットオフ周波数は80 Hzとした。ノイズ除去されたデータをもとに，着地から離地までの片足1ステップとして切り出し，連続した10回のステップを解析対象とした。このとき，着地を定義するvGRFの閾値は30 Nとした(Hobara et al., 2012)。地面反力は，体重で除して正規化した。

得られた地面反力より，VIP [BW] および VALR [BW/s] を算出した。VALRは，着地からVIPまでの時間を100%としたとき，20～80%の区間で算出した (Milner et al., 2006)。

#### 2.5 統計処理

被験者群と跳躍ピッチを主要因とした二元配置の分散分析を用いた。分散分析にあたっては，Mauchlyの球面性の仮定が成り立たない場合，Greenhouse-Geisserによる自由度修正結果を採用した。有意差が確認された場合は多重比較検定としてBonferoni法を使用した。このとき，危険率5%水準を統計学的に有意とした。

### 3. 結果

図 2 に一被験者から得られた代表的な波形を示す。得られた波形はいずれの条件でも二峰性を描いた。こうした傾向はすべての被験者で共通していたが、高いピッチ条件では、一部の被験者で第一ピークが消失する場合も見受けられた。

各速度と各ピッチ変化が VIP に及ぼす影響を図 3 に示した。分散分析の結果、走速度 ( $F_{(1.75, 15.76)} = 32.76, p < 0.01$ ) とピッチ ( $F_{(1.55, 13.98)} = 14.18, p < 0.01$ ) の有意な主効果が認められた。一方で、相互作用に関しては有意ではなかった ( $F_{(12.00, 108.00)} = 1.06, p = 0.11$ )。いずれの速度であっても、-20%ピッチで VIP が最も大きく、ピッチが増大するにしたがって、その値が小さくなる傾向にあった。

同様に、各速度と各ピッチ変化が VALR に及ぼす影響を図 4 に示した。分散分析の結果、走速度 ( $F_{(1.97, 17.72)} = 42.12, p < 0.01$ ) とピッチ ( $F_{(2.15, 19.37)} = 7.32, p < 0.01$ ) の有意な主効果が認められた。一方で、相互作用に関しては有意ではなかった ( $F_{(12.00, 108.00)} = 1.54, p = 0.12$ )。VIP と同様に、いずれの速度であっても -20%ピッチで VALR が最も大きく、ピッチが増大するにしたがって、その値が小さくなる傾向にあった。しかしながら、全ての走速度において至適ピッチを境に、VALR が再び上昇するという現象が観察された。

VIP および VALR の変化を可視化するため、図 5 および図 6 に、3次元の等高線図による VIP と VALR の結果を示した。図中の赤いエリアがより障害リスクが高く、青いエリアが相対的に低いリスクを表している。

### IV 考察

本研究の目的は脛骨疲労骨折発生リスクを最小化する速度 - ピッチ関係を明らかにすることであった。図 3 と図 4 に示すように、VIP と VALR の共に走速度およびピッチの有意な主効果が確認された。これは脛骨疲労骨折の関連因子である上記変数が走速度およびピッチ変化の影響を受けるという先

行研究の結果を支持するものであった（Hobara et al., 2012; Hobara et al., 2014; Keller et al., 1996; Munro et al., 1987）。

今回の実験条件で最もVIPが小さくなったのは、秒速 2.5 m/s で +20% のピッチ条件を付与した時であった（図 3 と図 5）。ほかの走速度でも、VIPが最も小さくなるのはすべて +10% あるいは +20% のピッチ条件であった（図 3 と図 5）。同様に、今回の実験条件で最も VALR が小さくなったのは、秒速 2.5 m/s における至適ピッチ条件であった（図 4 と図 6）。ほかの走速度でも、VALR が最も小さくなるのは至適ピッチから +20% のピッチ条件であった（図 4 と図 6）。こうした結果は、VIP と VALR 共に一定速度で走る際には至適レベルよりも高いピッチで走行することが脛骨疲労骨折発生リスクを低減させる可能性を示唆している。

本研究では実験環境上、VIP と VALR が変化した原因を明らかにすることはできない。しかしながら、こうした変化を説明する因子として、先行研究では、足部の着地パターンを挙げている

（Laughton et al., 2003; Lieberman et al., 2010）。具体的には、踵接地と前足部接地のランニングでは後者の方が着地時の衝撃を緩和する傾向にあることを示している。二つ目の可能性として挙げられるのは、着地時の膝関節角度である。先行研究によると、着地時の膝関節屈曲が増大すると、その後の地面反力が低下し、障害発生リスクが低減する可能性が示唆されている（Derrick, 2004）。以上のことから、本研究で観察されたVIPおよびVALRの変化は、着地パターン変化あるいは着地時膝屈曲角度のいずれか、あるいはその両方の影響があったのかもしれない。

本研究で得られた結果は、様々な形で応用が可能である。たとえば、脛骨疲労骨折の発生リスクを最小化するようランニングスタイルを変容させるインテリジェントトレッドミルの開発や、センサー埋込型シューズの開発を通じた障害予防、さらにはスマートフォン・アプリケーションへの実装などが挙げられる。こうした応用によって、国内に約 1000 万人存在するという市民ランナーを障害から守り、運動の継続を支援することが可能となるだろう。

#### IV 結 言

本研究の目的は脛骨疲労骨折発生リスクを最小化する速度 - ピッチ関係を明らかにすることであった。本研究の結果から、走速度が 2.6 m/s から 3.5 m/s の範囲であるならば、至適ピッチから +20% の範囲でランニングを行うことによって、脛骨疲労骨折リスクを低下させることが可能であることが示唆された。

#### 参 考 文 献

笹川スポーツ財団，“ジョギング・ランニング実施率推移”，(2012).

Bredeweg, S.W., Kluitenberg, B., Bessem, B., Buist, I., “Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: A prospective cohort study”, *Journal of Science and Medicine in Sport*, Vol.16, (2013), pp.205-210.

日本体育協会編，公認アスレティックトレーナー専門科目テキスト 第3巻 スポーツ外傷・障害の基礎知識，(2007), pp.125-128, 文光堂。

Davis, I.S., Milner, C.E., Hamill, J., “Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol.36, (2004), S58.

Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J., Davis, I. S., Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners, *Journal of Biomechanics*, Vol.41, (2008), pp.1160-1165.

Zadpoor, A.A., Nikooyan, A.A., “The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review”, *Clinical Biomechanics*, Vol.26, (2011), pp.23-28.

Zifchock, R. A., Davis, I., Hamill, J., Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures, *Journal of Biomechanics*, Vol.39,(2006),pp. 2792–2797.



Hobara, H., Sato, T., Sakaguchi, M., Sato, T., Nakazawa, K. (2012) Step frequency and lower extremity loading during running. *Int. J. Sports Med.*, 33: 310-313.

Hobara, H., Baum, B.S., Kwon, H.J., Linberg, A., Wolf, E., Miller, R.H., Shim, J.K. Amputee Locomotion: lower extremity loading using running-specific prostheses. *Gait and Posture*, 39 (1), 386-390, 2014.

Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech* 1987; 20: 147-155

Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech* 1996; 11: 253-259

Milner, C.E., Ferber, R., Pollard, C.D., Hamill, J., Davis, I.S. (2006) Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 38: 323-328.

Laughton CA, Davis IM, Hamill J. Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *J Appl Biomech* 2003; 19: 153-168.

Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, Mang'eni RO, Pitsiladis Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 2010; 463: 531-535.

<sup>4</sup> Derrick TR. The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 832-837.



図 1 . 実験に使用した機器 .

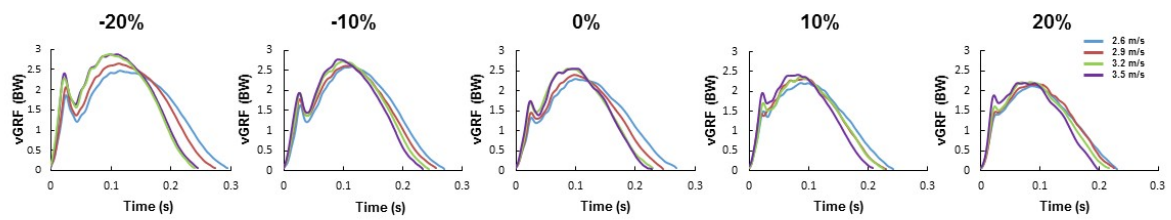


図 2 . 一被験者から得られた実際の波形 .

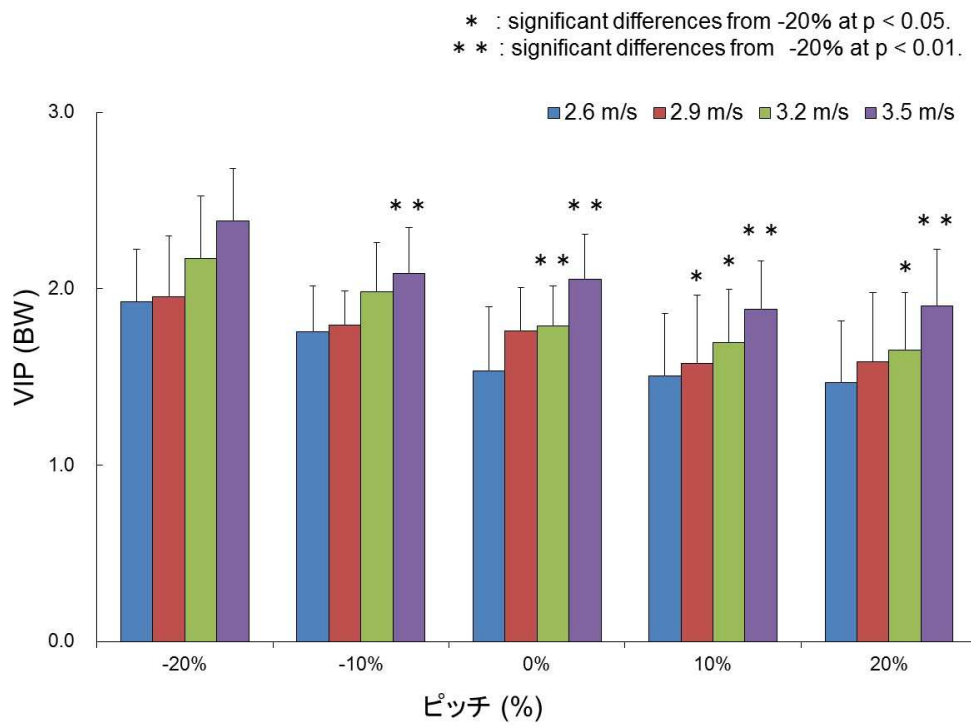


図 3 . 速度およびピッチ変化に対するVIPの比較 .

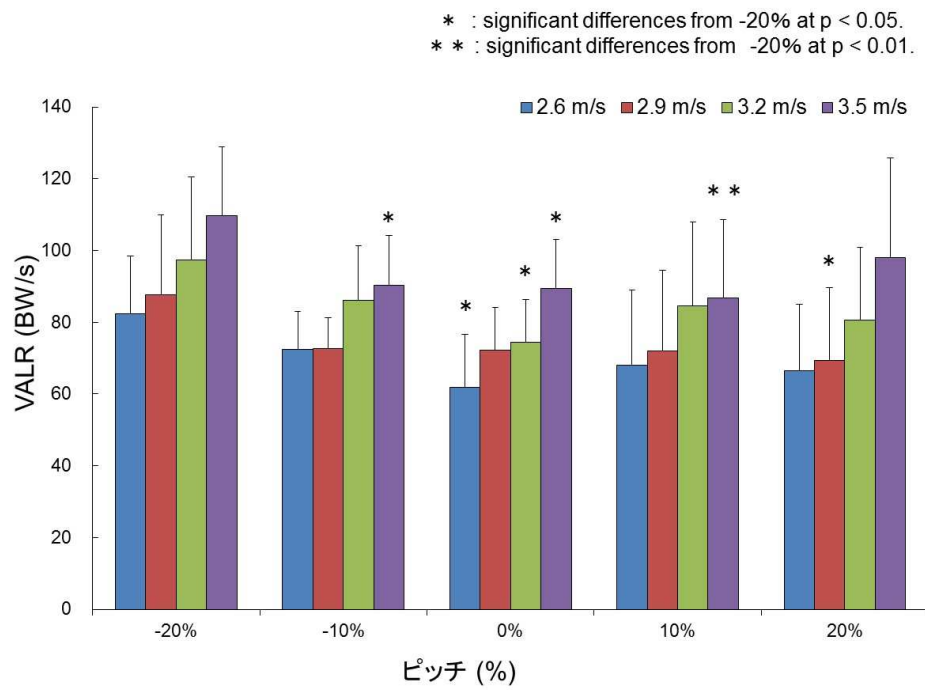


図 4 . 速度およびピッチ変化に対する VALR の比較 .

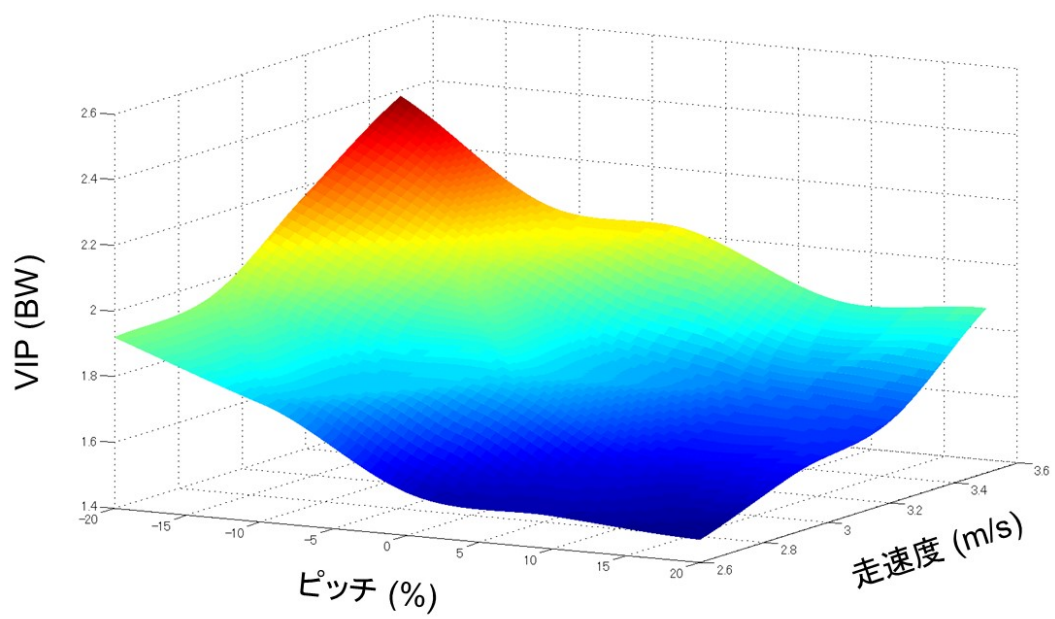


図 5 . 三次元の等高線で可視化した速度およびピッチ変化に対するVIPの変容 .

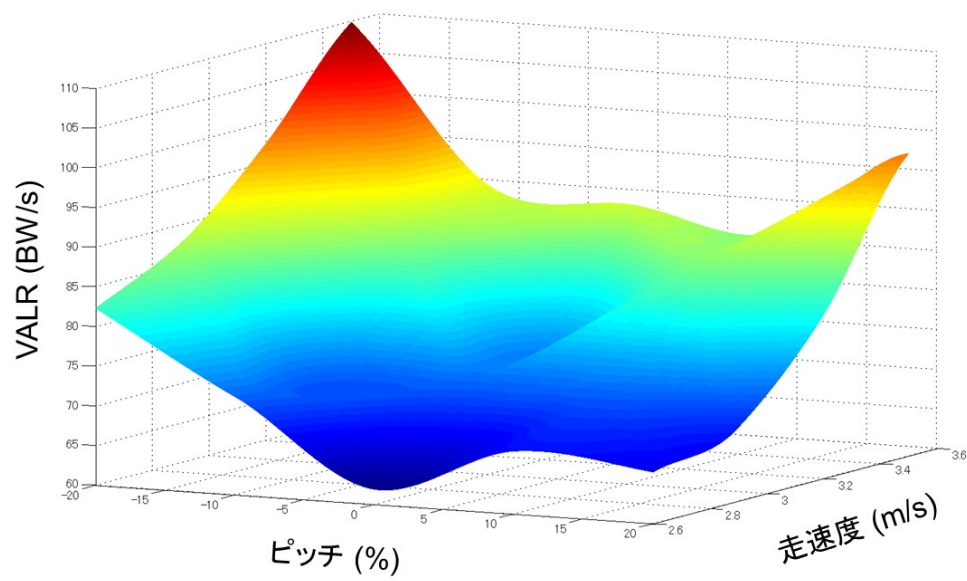


図 5 . 三次元の等高線で可視化した速度およびピッチ変化に対する VALR の変容 .