

義足スプリンターにおける下肢バネ特性の評価

Leg spring stiffness during hopping in an amputee sprinter

保原 浩明 (日本学術振興会, 国立障害者リハビリテーションセンター研究所)
富永 修一 (人間総合科学大学)
吉田 康行 (お茶の水女子大学)

I 緒言

事故や病気によって下肢の切断を余儀なくされた場合、義足は日常生活を送る上で必要不可欠な福祉機器といえる。近年になり、パラリンピックを初めとする障害者スポーツにはスポーツ用の義足が登場し、多くの障害者が競技スポーツへと参加している。驚くべきことに、こうした義足を装着した一流スプリンターの中には一般アスリートと遜色ないレベルにまで達している者が多く存在し、100m走の世界記録は現在10秒台にまで短縮されている(保原と緒方, 2011)。一方、日本国内に目を向けてみると、2000年以降のパラリンピックにおける日本陸上競技選手団(下肢切断: 短距離系種目)が獲得したメダルは北京パラリンピックの銀1個(走り幅跳び)のみであり、他国と比較すると、その競技レベルは決して高いとはいえないのが現状である。この原因の一つに、日本国内で義足スプリンターの運動能力評価が全く行われなかったため、効果的なトレーニング・指導法の開発やスポーツ用義足の選定・調整に関する情報が少ないことが一因として挙げられる。こうした現状は、障害者スポーツを国内で普及・興隆させる上で重要な問題であり、一刻も早い科学的支援策が必要である。

1990年代後半から、義足スプリンターの多くがカーボンファイバー製の板バネ構造をもつ最先端の義足(エネルギー蓄積型疾走用足部)を装着している(Aruin, 2000)。そのため、下肢におけるバネ的能力の評価指標として広く用いられている「下肢バネ剛性値(Leg stiffness)」の評価が、上述した問題の解決に繋がると予測されている(Nolan, 2008; 保原と緒方, 2011)。事実、近年になり、幾つかの研究が走・跳躍動作におけるLeg stiffnessを評価することで、義肢装具開発への知見を得ることを試みている(Chang et al., 2008; Ferris et al., 2006; Grabowski & Herr, 2009; Wilson et al., 2009)。

左右いずれかの下肢を切断した片側切断者は、義足肢と健側肢(非切断肢)という性質の大きく異なる脚を有している。そのため、いずれか一侧のLeg stiffnessが極端に低いと、それ自体がパフォーマンスの制限因子になりうる。先行研究によると、健常者が片脚連続跳躍動作を行った際のLeg stiffnessは、左右脚で10%程度の差があることを報告している(Clark, 2009; Watsford et al., 2010)が、義足スプリンターではこの差が大きいことが予測される。加えて、義足スプリンターのLeg stiffnessが同世代の陸上競技選手と比較することは、個人の運動能力を推し量る上で重要な意味を持つ。近年、Nolan(2009)は積極的にスポーツを行う片側下腿切断者は一般健常者と比較して、下肢における筋力発揮能力に優れていることを報告している。Leg stiffnessの構成要素の一つに筋特性があることを考慮すると(Butler et al., 2003)、義足スプリンターのLeg stiffnessは一般健常者よりも高い値を示すことが予想される。そこで本研究の目的は1) 義足スプリンターにおけるLeg stiffnessの左右脚差を調べること、および2) 義足スプリンターにおけるLeg stiffnessを健常者アスリートと比較することで、トレーニング法およびスポーツ用義足を開発・選定する際の視座を得ることであった。

II 方法

被験者

被験者は陸上競技(短距離種目)に積極的に参加している現役の右下腿切断者1名(男性, 年齢23歳, 身長1.71m, 身体質量60.0kg, 断端長140mm, 100m走の自己記録12.24秒; T44クラス元日本記録保持者)であった。実験は被験者が普段から使い慣れているカーボンファイバー製のエネルギー蓄積型疾走用足部(KATANA, 今仙技術研究所)を装着して行った(図1)。実験を行うにあたり、被験者に対し、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。

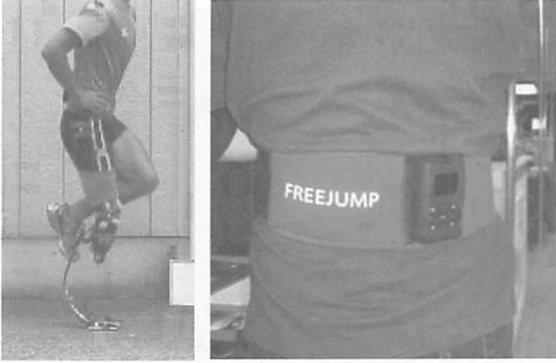


図1. 左:エネルギー蓄積型疾走用足部による片脚ホッピング運動の様子。被験者はメトロノームで規定されたリズム(2.2Hz)に合わせて課題を行った。右:加速度計は被験者の腰部部にベルトによって装着した。

運動課題と実験手順

運動課題は健側肢および義足肢での片脚連続跳躍運動(ホッピング)とした。跳躍ピッチはメトロノームによって2.2Hzに設定した。被験者にはこのピッチで連続した7回の跳躍動作をできるだけ短い接地時間で行うよう指示した。実験に際し、疲労の影響をなくすため、各セット間に休息を十分に設けた。

データ収集および解析

被験者の腰部部に装着した三軸加速度計(Free-Jump, SENSORIZE Inc., Italy; 図2)および付属の解析プログラムから1跳躍毎の接地時間および滞空時間を算出した。本研究では身体を質点と下肢長による線形スプリングとみなすSpring-mass model(図2: Blickhan, 1989)を元に、Dalleau et al. (2004)の推定式を用いて K_{leg} を算出した:

$$K_{leg} = [M \cdot \pi (t_a + t_c)] / \{t_c^2 [(t_a + t_c) / \pi - t_c / 4]\} \quad (1)$$

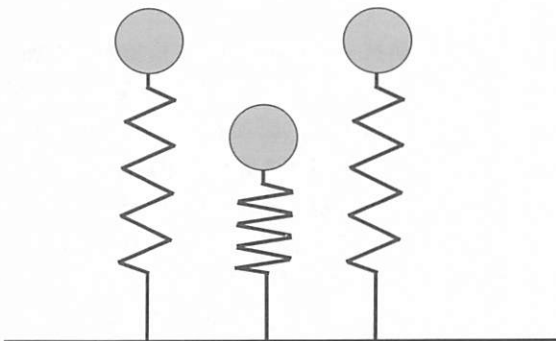


図2. ホッピングにおけるSpring-mass model (Farley and Morgenroth, 1999). このモデルはヒトの下肢を身体質量と下肢長による線形バネに見立てている。線形バネは立脚期前半で短縮することで弾性エネルギーを蓄積し、立脚期後半で同エネルギーを解放しながら伸長する。図は左から接地、立脚中期および離地の瞬間を表している。

このとき、 M は身体質量、 t_c と t_a はそれぞれ接地時間および滞空時間を表している。

本実験で得られたデータは、筆者らが過去に取得した、大学陸上競技部に所属する瞬発系種目選手7名(Power-trained athletes; PT群, 年齢 20.1 ± 1.5 歳, 身長 1.78 ± 0.04 m, 身体質量 70.8 ± 3.7 kg), 長距離系種目選手7名(Distance runners; DR群, 年齢 20.0 ± 1.2 歳, 身長 1.72 ± 0.04 m, 身体質量 59.7 ± 4.0 kg) および一般健常者7名(非運動従事者: Control群; CT群, 年齢 24.3 ± 1.9 歳, 身長 1.70 ± 0.05 m, 身体質量 62.9 ± 2.9 kg)のデータ(Hobara et al., 2010; Hobara et al., 2011)と種目横断的に比較した。

III 結果と考察

本研究で対象とした義足スプリンターの K_{leg} は、義足肢(0.53 kN/m/kg)・健側肢(0.47 kN/m/kg)であり、10%程度の左右脚差があった(図3)。近年になり、障害予防の観点から、ホッピング運動における K_{leg} の左右脚差が検証され始めている。Clark (2009)はアスリート(セミプロレベルのラグビー選手)および健常者(週に運動を3回程度行う人々)における K_{leg} の左右脚差を、本研究と同様に2.2Hzのホッピング動作で検証した。その結果、アスリートと健常者における K_{leg} の左右脚差は、それぞれ平均値で10%および5%程度であった。またWatsford et al. (2010)もアスリート(プロリーグに所属するオーストラリアンフットボール選手)を対象に、 K_{leg} の左右脚差を2.2Hzのホッピング動作で検証した。その結果、 K_{leg} の左右脚差は7%前後であることを報告している。したがって、本研究で対象とした義足スプリンターは、健常者と同等の左右脚差を有していることが示唆された。

Leg stiffnessの種目横断的な比較を行った先行研究によると、その値が高い順に、短距離走者・跳躍選手群、長距離走者群、一般健常者となることが報告されている(Harrison et al., 2004; Hobara et al., 2008, 2010; Rabita et al. 2008)。本研究における義足スプリンターのLeg stiffnessは健側肢・義足肢いずれもCT群(0.35 ± 0.10 kN/m/kg)より高値を示し、DR群(0.51 ± 0.09 kN/m/kg)と同等のレベルにあった(図3)。一方、その値はPT群(0.71 ± 0.12 kN/m/kg)よりも30%程度低い値を示した。これらの結果から、本研究で対象とした義足スプリンターのLeg stiffnessは、一般健常者よりも優れた下肢バネ剛性値を有しているものの、その値は健側肢・義足肢ともに同世代の健常者スプリンターよりも低いことが明らかとなった。

幾つかの研究が、連続跳躍動作におけるLeg stiffnessが高い選手ほど、スプリントパフォーマンス(最高疾走速度の獲得)に優れていること、そして疾走速度の増大に伴

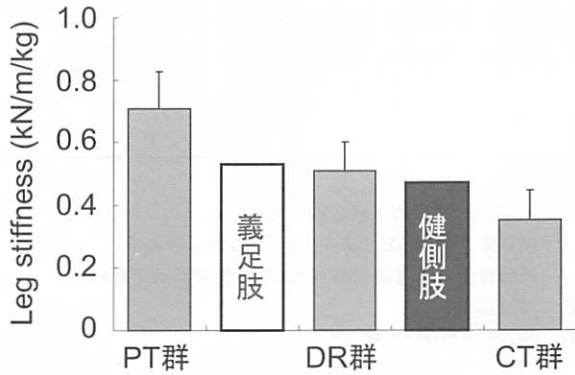


図3. Leg stiffnessの種目横断的比較。PT群, DR群およびCT群のデータは先行研究(Hobara et al., 2010, 2011)より引用

い下肢バネ剛性値が増大することを、健常者アスリートで報告している (Arampatzis et al., 1999, 2001; Bret et al., 2002; Chelly and Deni, 2002; Durand et al., 2010)。また、近年になり、筋力トレーニングおよびプライオメトリクスを含むトレーニングによって Leg stiffness が向上する可能性が、横断的研究によって明らかにされている (Harrison et al., 2004; Hobara et al., 2008, 2010; Laffaye et al., 2005; Rabita et al. 2008)。本研究で対象とした義足スプリンターは、同世代の健常者スプリンターと比べて、Leg stiffness の値が30%ほど低かった。したがって上述したようなトレーニング法を日常に積極的に取り入れることで、Leg stiffness の向上、さらにはスプリントパフォーマンスの改善が見込めるかもしれない。

一般的に、エネルギー蓄積型疾走用足部は、義足ユーザーの体重に応じたバネ剛性を有する足部を処方されるが (Nolan, 2008)、本研究の義足スプリンターが使用していたエネルギー蓄積型疾走用足部 (KATANA, 今仙技術研究所) は、被験者の体重と主観的活動度によってバネ剛性を決定するものであった。よって、義足肢の Leg stiffness を向上させるためには、推奨される剛性カテゴリーよりも更に高い剛性を有する足部パーツを開発・選定することが、義足スプリンターのパフォーマンス改善に有効かもしれない。加えて、義足ユーザーは自身の競技レベルが上がるにつれて、より剛性の高い板バネ足部を装着していく傾向にあることが報告されている。(保原と緒方, 2011)。そのため、高剛性の足部パーツを導入する際には、Leg stiffness の左右脚差を10%以内に抑えることと、健側肢のトレーニング状態を常に考慮することが必要であろう。

IV まとめ

本研究の目的は1) 義足スプリンターにおける Leg stiffness の左右脚差を調べること、および 2) 義足スプリ

ンターにおける Leg stiffness を健常者アスリートと比較することで、トレーニング法およびスポーツ用義足を開発・選定する際の視座を得ることであった。本研究で対象としたエネルギー蓄積型疾走用足部を装着した片側下腿切断者の Leg stiffness を測定した結果、健側肢および残存部位への身体トレーニングを行うこと、そして健側肢との差を考慮しつつ、より剛性値の高いパーツを選定することがパフォーマンス改善に有効であることが示唆された。

参考文献

- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., Metzler, V. (1999) The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J. Biomech.*, 32: 1349-1353.
- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., Bruggemann, G. P. (2001) Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 11: 355-364.
- Aruin, A. S. (2000) Sports after amputation. In *Biomechanics in Sports-performance enhancement and injury prevention*. Edited by Zatsiorski VM (Blackwell Publisher), 637-650
- Blickhan, R. (1989) The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.*, 22: 1217-1227.
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A. B., Messonnier, L., Lacour, J. R. (2002) Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J. Sports. Med. Phys. Fitness.*, 42: 274-81.
- Butler, R. J., Crowell, H. P., Davis, I. M. (2003) Lower extremity stiffness: Implication for performance and injury. *Clin. Biomech.*, 18: 511-517.
- Chang, Y. H., Roiz, R. A., Auyang, A. G. (2008) Intralimb compensation strategy depends on the nature of joint perturbation in human hopping. *J. Biomech.*, 41: 1832-1839.
- Chelly, S. M., Denis, C. (2002) Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 33: 326-333.
- Clark, R. A. (2009) The effect of training status on inter-limb joint stiffness regulation during repeated maximal sprints. *J. Sci. Med. Sport.*, 12: 406-410.
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J. R., Bourdin, M. (2005) A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *Int. J. Sports. Med.*, 25: 170-176.
- Durand, S., Ripamonti, M., Beaune, B., Rahmani, A. (2010) Leg ability factors in tennis players. *Int. J. Sports. Med.*, 31: 882-886.
- Farley, C. T., Morgenroth, D. C. (1999) Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J. Biomech.*, 32: 267-273.

- Ferris, D. P., Bohra, Z. A., Lukos, J. R., Kinnaird, C. R. (2006) Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis. *J. Appl. Physiol.*, 100: 163-170.
- Grabowski, A. M., Herr, H. M. (2009) Leg exoskeleton reduces the metabolic cost of human hopping. *J. Appl. Physiol.*, 107: 670-678
- Grabowski A. M., McGowan C. P., McDermott W. J., Beale M. T., Kram R, Herr H. M. (2010): Running-specific prostheses limit ground-force during sprinting. *Biol Lett* 6, 201-204.
- Harrison, A. J., Keane, S. P., Coglán, J. (2004) Force-velocity relationship and stretch-shortening cycle function in sprint and endurance athletes. *J. Strength. Cond. Res.*, 18: 473-479.
- Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Sakamoto, M., Kanosue, K. (2010) Differences in lower extremity stiffness between endurance trained athletes and untrained subjects. *J. Sci. Med. Sport.*, 13: 106-111.
- Hobara, H., Inoue, K., Omuro, K., Muraoka, T., Kanosue, K. (2011) Determinant of leg stiffness during hopping is frequency-dependent. *Eur. J. Appl. Physiol.*, in press.
- 保原浩明, 緒方徹. (2011) エネルギー蓄積型疾走用足部の普及とランニング研究の動向. *バイオメカニクス研究*, 14: 101-116.
- Laffaye, G., Bardy, B. G., Durey, A. (2005) Leg stiffness and expertise in men jumping. *Med. Sci. Sports. Exer.*, 37: 536-543.
- Nolan, L. (2008) Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review. *Foot. Ankle. Surg.*, 14, 125-129.
- Nolan, L. (2009) Lower limb strength in sports-active transtibial amputees. *Prosthet. Orthot. Int.*, 33: 230-241.
- Rabita, G., Couturier, A., Lambertz, D. (2008) Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 103: 163-171.
- Sanderson D. J., Martin P. E. (1996): Joint kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running. *Arch Phys Med Rehabil* 77, 1279-85
- Watsford, M. L., Murphy, A. J., McLachlan, K. A., Bryant, A. L., Cameron, M. L., Crossley, K. M., & Makdissi, M. (2010). A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional australian rules footballers. *Am. J. Sports. Med.*, 38, 2058-2064.
- Weyand P. G., Bundle M. W., McGowan C. P., Grabowski A, Brown M. B., Kram R, Herr H (2009): The fastest runner on artificial legs: Different limbs, similar function? *J Appl Physiol* 107, 903-911
- Wilson, J. R., Asfour, S., Abdelrahman, K. Z., Gailey, R. (2009) A new methodology to measure the running biomechanics of amputees. *Prosthet. Orthot. Int.*, 33: 218-229.

連絡責任者

住所：〒359-8555 埼玉県所沢市並木4-1

国立障害者リハビリテーションセンター研究所

運動機能系障害研究部 (神経筋機能障害研究室)

氏名：保原浩明

電話：042-995-3100 (内線 7274)

E-mail：hobara-hiroaki@rehab.go.jp