

# 義足スプリンターにおける “バネ”の左右脚差に関する研究

国立障害者リハビリ  
テーションセンター研究所

保 原 浩 明

## Bilateral Differences in Leg-spring Behavior in Transtibial Amputee Sprinters

by

Hiroaki Hobara

*Japan Society for the Promotion of Science,*

*Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities*

### ABSTRACT

An increased understanding of leg-spring behavior in amputee sprinters during bouncing gaits would provide important information that may be used for injury prevention, evaluation of their sprint ability and development of sprint-dedicated prostheses. In the present study, we investigated bilateral differences in leg stiffness during one-legged hopping in amputee sprinters. Three male transtibial amputee sprinters performed one-legged hopping in place, matching metronome beats at 2.2, 2.6, and 3.0 Hz in a randomized order. Amputees hopped both on their sound limb and prosthetic limb, which has energy storage and return properties. Based on a spring-mass model, we calculated leg stiffness, which is defined as the ratio of maximal ground reaction force to maximum center of mass displacement at the middle of the stance phase, using subject's body mass, contact time and aerial time. In all hopping frequency settings, bilateral asymmetry in the leg stiffness was about 10%, which was similar to those of able-bodied subjects. Thus, the results of the present study suggest that amputee sprinters have a similar level of bilateral asymmetry in leg stiffness during hopping with inactive non-amputees. However, hopping frequencies where

the greatest asymmetry in leg stiffness was observed in each transtibial amputees were dependent on each individual. These results will assist in the formulation of treatment-specific training regimes and rehabilitation programs for amputee sprinters, and the development of sprint-dedicated prostheses taking considerations with residual limb length, stump status, musculoskeletal properties.

## 要 旨

近年になり、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パーツを装着し競技に参加しているものの、こうした足部パーツを装着した義足ユーザーの身体特性評価はほとんど行われていない。本研究の目的は、義足スプリンターにおける“バネ”の左右脚差を定量評価し、トレーニング法の提案および最適な義足の選定・調整基準を確立することであった。陸上競技短距離種目を専門とする下腿切断者3名にエネルギー蓄積型疾走用足部を装着した競技用義足で、2.2 Hz、2.6 Hz、3.0 Hzの連続跳躍運動を義足側および非切断側で行わせた。本研究では被験者の腰背部に加速度計を装着し、得られた加速度波形から質量-バネモデルに基づいて Leg stiffness を算出した。その結果、健側肢と義足肢における Leg stiffness の左右脚差は10%前後であり、左右脚差は跳躍ピッチが高まるにつれて小さくなることが観察された。しかしながら、左右差が大きくなる跳躍ピッチは被験者ごとに異なっていた。これらの結果から、1) 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、および2) 左右脚差を考慮した足部パーツの開発および身体トレーニングが必要であることが示唆された。

## 緒 言

近年、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アスリート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 走と400m 走の世界記録はそれぞれ10秒台と45秒台にまで短縮されている<sup>1)</sup>。また、2011年夏に開催されたIAAF世界陸上競技選手権大邱大会では両脚義足の選手が400m 走と1600m リレーに出場し、話題となったことは記憶に新しい。

こうした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<sup>2)</sup>。しかしながら、こうした足部パーツを装着した義足ユーザーの身体特性評価はほとんど行われておらず、最適な義足パーツを作成・選定する情報は限られているのが現状である<sup>1)</sup>。障害者スポーツを国内・国外で普及・興隆させるためにも、その生体力学的特性を評価する研究が必要である。

エネルギー蓄積型疾走用足部は力学的なバネとしての機能を有している<sup>3)</sup>。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<sup>1, 4)</sup>。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<sup>5, 7, 8)</sup>。

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、Leg stiffnessの左右脚差が大きいと、それ自体がパフォーマンスの制限因子になりうるだけでなく、障害が発生しやすくなることが報告されている<sup>9, 10, 11)</sup>。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<sup>9, 11)</sup>。近年、Hobara et al.<sup>12)</sup>は健常成人男性10名を対象に、1.5 Hzから3.0 Hzの範囲でホッピング運動を行わせ、Leg stiffnessの左右脚差を検証した。その結果、いずれの跳躍ピッチにおいてもLeg stiffnessの左右脚差が10%前後であったことを報告している。こうした左右脚はエネルギー蓄積型疾走用足部を装着した義足ユーザーでは健常者よりも大きいことが予想される。そこで本研究の目的は、義足スプリンターにおける“バネ”の左右脚差を定量評価し、トレーニング法の提案および最適な義足の選定・調整基準を確立することであった。

## 1. 研究方法

### 1.1 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下腿切断者3名とした（表1）。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を装着して行った。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。

なお、本研究計画は国立障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認を得て行った。

### 1.2 運動課題と実験手順

運動課題は健側肢（非切断肢）および義足肢での片脚連続跳躍運動（ホッピング運動）とした。跳躍ピッチはメトロノームによって2.2 Hz, 2.6 Hz, 3.0 Hzの3段階に設定した。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るため、各セット間に休息を十分に設けた。なお、課題はランダム試行とした。

### 1.3 データ収集および解析

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質量-バネモデル図1A：<sup>13, 14)</sup>を元に、Dalleau et al.<sup>15)</sup>の推定式によってLeg stiffnessを算出した。この推定式は、ホッピング運動における接地中の地面反力が接地中期で最大値を示すという仮定の下、地面反力を正弦波で回帰し、二重積分を通じて脚長変化量を算出するものである（式(1)）。

$$\text{Leg stiffness (kN/m)} = \frac{m \pi (t_f + t_c)}{\left\{ t_c^2 \left[ (t_f + t_c) / \pi - t_c / 4 \right] \right\}} \quad (1)$$

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おり、これらは被験者の腰背部に装着した三軸加速度計（Free-Jump, SENSORIZE Inc., Italy; 図1B）から同定した。

算出したLeg stiffnessは健側肢および義足肢で比較した。加えて、Leg stiffnessの左右脚差（絶

表1 被験者特性

|      | 年齢   | 身長<br>(m) | 体重<br>(kg) | 切断側 | 切断理由 | 断端長<br>(mm) | 使用足部    | 100m 自己記録<br>(s) |
|------|------|-----------|------------|-----|------|-------------|---------|------------------|
| 被験者A | 23   | 1.71      | 60.0       | 右   | 外傷   | 140         | KATANA  | 12.43            |
| 被験者B | 20   | 1.65      | 52.5       | 左   | 外傷   | 110         | KATANA  | 13.93            |
| 被験者C | 44   | 1.68      | 78.0       | 右   | 外傷   | 123         | Cheetah | 13.40            |
| 平均   | 29.0 | 1.68      | 63.5       |     |      | 124.3       |         | 13.25            |
| 標準偏差 | 13.1 | 0.03      | 13.1       |     |      | 15.0        |         | 0.76             |

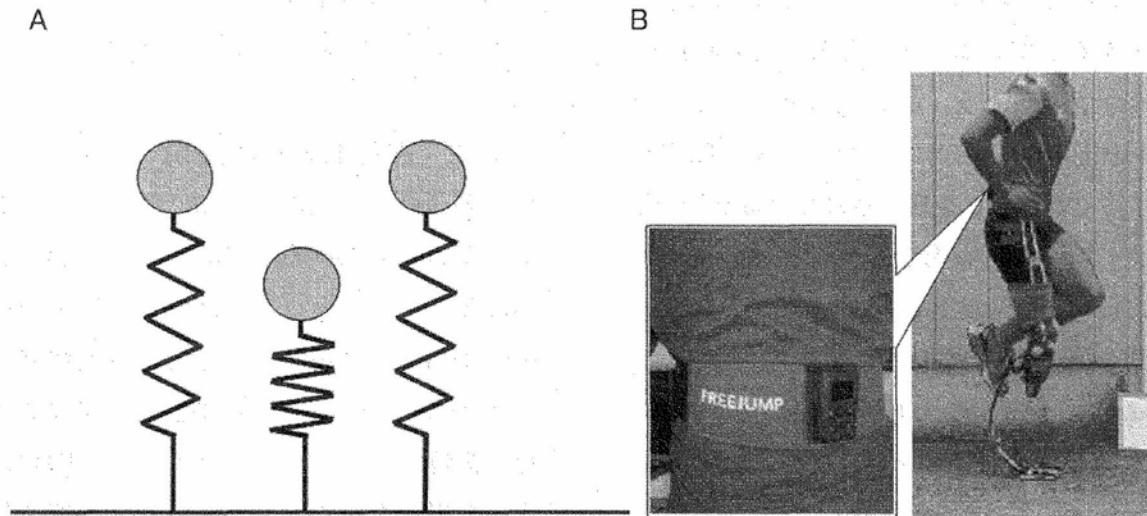


図1A ホッピングにおける Spring-mass model (Blickhan, 1989; Farley and Morgenroth, 1999)  
このモデルはヒトの下肢を身体質量と下肢長による線形バネに見立てている。線形バネは立脚期前半で短縮することで弾性エネルギーを蓄積し、立脚期後半で同エネルギーを解放しながら伸長する。図は左から接地、立脚中期および離地の瞬間を表している。

図1B：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に合わせて課題を行った。加速度計は被験者の腰背部にベルトによって装着した。

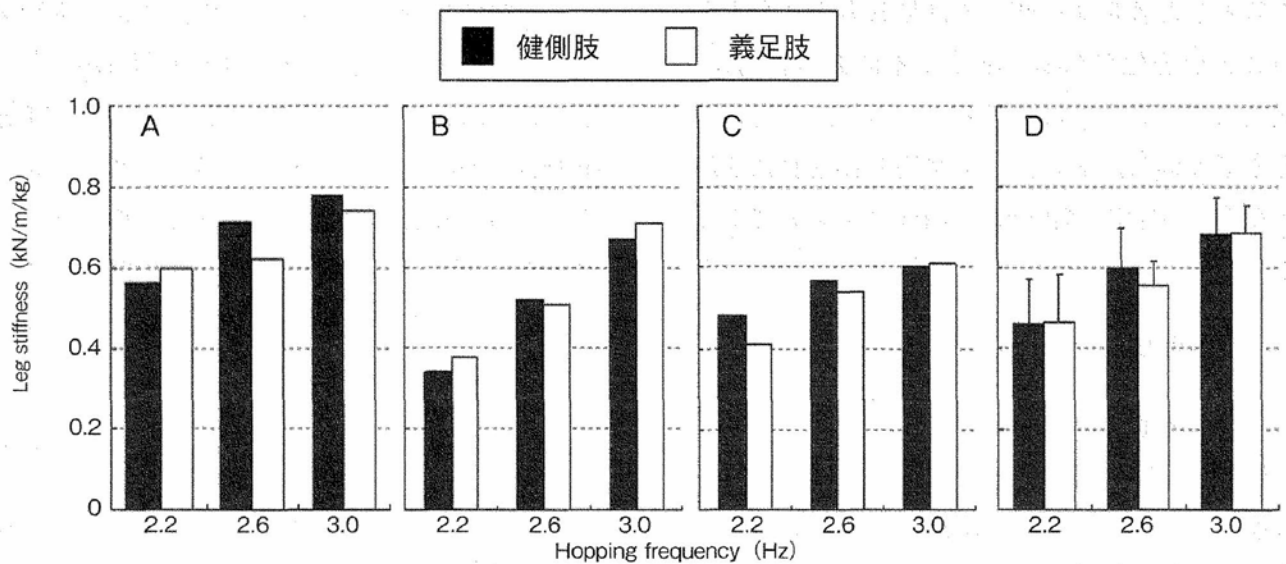


図2 跳躍ピッチに対する Leg stiffness の変化  
A：被験者A，B：被験者B，C：被験者C，D：3名の平均値

対値) も算出し (Asymmetry (%)), 跳躍ピッチが左右脚差に与える影響についても検証した。

## 2. 研究結果

図2A-Cは Leg stiffness を左右脚で比較した結果 (平均値と標準偏差) を示している (被験者A - C)。平均値で評価すると、本研究で対象とした義足スプリンター3名の Leg stiffness は義足肢と健側肢で同等の値を示した。この傾向は、

跳躍ピッチを変化させても同様であった。こうした左右脚差を定量化したものを図3に示す。平均値で評価すると、いずれの跳躍ピッチでも、健側肢と義足肢の左右脚差は10%前後であり、左右脚差は跳躍ピッチが高まるにつれて小さくなることが観察された。しかしながら、左右差が大きくなる跳躍ピッチは被験者ごとに異なっていた (被験者A：2.6 Hz，被験者BとC：2.2 Hz)。

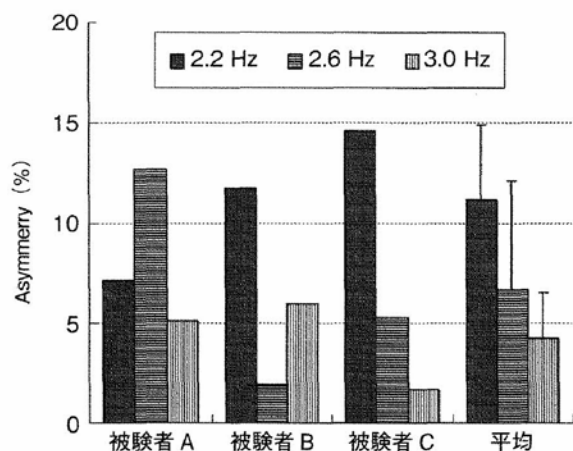


図3 各跳躍ピッチにおける Leg stiffness の左右脚差

### 3. 考 察

本研究の目的は、義足スプリンターにおける“バネ”の左右脚差を定量評価し、トレーニング法の提案および最適な義足の選定・調整基準を確立することであった。本研究で対象とした義足スプリンター3名には、いずれの跳躍ピッチでも約10%程度の左右脚差があった（図3）。近年になり、健常者アスリートにおける障害予防の観点から、ホッピング運動における Leg stiffness の左右脚差が検証され始めている。Clark<sup>9)</sup> 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 Leg stiffness の左右脚差を、本研究と同様に2.2 Hz のホッピング運動で検証した。その結果、アスリートと健常者における Leg stiffness 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.<sup>11)</sup> 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、Leg stiffness の左右脚差を2.2 Hz のホッピング動作で検証した。その結果、Leg stiffness の左右脚差は7%前後であることを報告している。更に、Hobara et al.<sup>10)</sup> は健常成人男性10名を対象に、1.5 Hz から3.0 Hz の範囲でホッピング運動を行わせ、Leg stiffness の左

右脚差を検証した。その結果、本研究結果と同じく、いずれの跳躍ピッチにおいても Leg stiffness の左右脚差が10%前後であったことを報告している。以上のことから、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。

本研究では跳躍ピッチが高くなるにつれて、Leg stiffness が増大する傾向にあった（図2）。この傾向は全被験者の健側肢・義足肢で観察された。健常者を対象とした先行研究では、跳躍リズムが高まるにつれて Leg stiffness が増大することが報告されている<sup>16)</sup>。こうした Leg stiffness の変化は関節レベルでのバネ剛性（Joint stiffness）変化に依存しており、これらは更に着地前および着地直後の筋活動あるいは着地時関節角度の組み合わせによって行われることが明らかとなっている<sup>12,17)</sup>。しかしながら、義足スプリンターは健側肢と義足肢という性質の大きく異なる脚部を有している。特に、義足パーツそのものは随意制御によって剛性を変化させることができない。そのため、どのようなメカニズムで義足肢の Leg stiffness を調節しているのか、更なる検証が必要である。

図3に示したように、Leg stiffness の左右脚差は跳躍ピッチが高まるにつれて小さくなることが観察された。これは跳躍リズムが高まるにつれて Leg stiffness の左右脚差が小さくなるという先行研究の報告と一致している<sup>10)</sup>。健常者を対象にした先行研究では、Leg stiffness の左右脚差が大きすぎると、一側への荷重が大きくなり、障害発生に繋がることが報告されている<sup>11)</sup>。そのため、跳躍トレーニングやランニングを行う際には比較的高いピッチで運動することが望ましいことが報告されている<sup>10,12)</sup>。しかしながら、被験者Aが2.6 Hz の跳躍ピッチで左右脚差が最も大きくなったのに対し、被験者BとCは2.2 Hz で左右脚差が最大となった。こうした個人差が

生じるメカニズムは不明だが、義足スプリンターにおける下肢全体の Leg stiffness が義足パーツの剛性値と残存部位の剛性値の総和によって決まることを考慮すると<sup>5,6,7)</sup>、三者間で異なる足部パーツを使っていたことや、断端長（残存部位の長さ）、さらには筋量など身体組成が異なっていたであろうことが原因として考えられる。現状では、義足スプリンターは義肢装具メーカーが推奨する剛性カテゴリーを選択することが多いが、これらは切断者の活動度および体重を選択基準としている<sup>1)</sup>。よって、今後は切断者の残存部位、ソケットとの適合度や体力適性などを考慮し、左右脚差を最小化するような足部パーツを開発すること、加えて左右脚差を一定の範囲に留めておくようなトレーニングが必要かもしれない。

エネルギー蓄積型疾走用足部を装着した義足スプリンターのスプリント動作を調べた研究によると、そのほとんどが義足肢における地面反力の低下が速度制限因子になることを報告している<sup>18,19,20)</sup>。本研究においては、3人の被験者間で、概ね健側肢が高い Leg stiffness を示す傾向にあったが、跳躍ピッチによっては義足側の Leg stiffness が健側肢よりも高くなる現象が観察された（図3）。この原因として、本研究の課題が先行研究の課題（スプリント動作）とは異なり、片脚でのホッピング動作であったことが原因かもしれない。また、本研究で行わせた跳躍リズムがスプリント動作で見られる走ピッチ（2.5 から 4.0 Hz 前後；<sup>18)</sup>）よりも低かったことも一因としてあげられるかもしれない。義足ユーザーがエネルギー蓄積型疾走用足部パーツを使用する是非に関しては未だ議論が行われており<sup>1)</sup>、こうした足部パーツを装着したユーザーの生体力学的特性の解明およびその評価が今後必要となるだろう。

#### 4. 総括

本研究の目的は、義足スプリンターにおける“バネ”の左右脚差を定量評価し、トレーニング法の提案および最適な義足の選定・調整基準を確立することであった。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3名の Leg stiffness を測定した結果、健常者と同様に約10%の左右脚差が認められた。しかしながら跳躍ピッチによっては左右脚差が大きくなること、さらにはそうした現象が個人毎に異なることが観察された。今後は切断者の残存部位や体力適性を考慮し、左右脚差を最小化するような足部パーツの開発・普及が必要かもしれない。

#### 謝辞

本研究に対して助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に深く感謝申し上げます。また本研究を実施するに当たって多大なご協力を頂いた人間総合科学大学保健医療学部リハビリテーション学科の富永修一先生、お茶の水女子大学の吉田康行先生に厚くお礼申し上げます。また、本研究報告書をまとめるにあたり多くのご助言を賜りました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の皆様に厚くお礼申し上げます。

#### 文献

- 1) 保原浩明, 緒方徹. 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(2011)
- 2) Aruin A.S. Sports after amputation. In *Biomechanics in Sports-performance enhancement and injury prevention*. Edited by Zatsiorski VM (Blackwell Publisher), 637-650 (2000)
- 3) Brüggemann G.P., Arampatzis A., Emrich F., Potthast W. Biomechanics of double transtibial



- amputee sprinting using dedicated sprinting prosthesis. *Sports Technology*, 1: 220-227 (2009)
- 4) Nolan L. Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review. *Foot. Ankle. Surg.*, 14, 125-129 (2008)
- 5) Chang Y.H., Roiz R.A., Auyang A.G. Intralimb compensation strategy depends on the nature of joint perturbation in human hopping. *J. Biomech.*, 41: 1832-1839 (2008)
- 6) Ferris D.P., Bohra Z.A., Lukos J.R., Kinnaird C.R. Neuromechanical adaptation to hopping with an elastic ankle-foot orthosis. *J. Appl. Physiol.*, 100: 163-170 (2006)
- 7) Grabowski A.M., Herr H.M. Leg exoskeleton reduces the metabolic cost of human hopping. *J. Appl. Physiol.*, 107: 670-678 (2009)
- 8) Wilson J.R., Asfour S., Abdelrahman K.Z., Gailey R. A new methodology to measure the running biomechanics of amputees. *Prosth. Orthot. Int.*, 33: 218-229 (2009)
- 9) Clark R.A. The effect of training status on inter-limb joint stiffness regulation during repeated maximal sprints. *J. Sci. Med. Sport.*, 12: 406-410 (2009)
- 10) Hobara H., Inoue K., Kanosue K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *J. Appl. Biomech.*, in press
- 11) Watsford M.L., Murphy A.J., McLachlan K.A., Bryant A.L., Cameron M.L., Crossley K.M., Makdissi M. 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 (2010)
- 12) Hobara H., Sato T., Sakaguchi M., Sato T., Nakazawa K. Step frequency and lower extremity loading during running. *Int. J. Sports. Med.*, in press
- 13) Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.*, 22: 1217-1227 (1989)
- 14) Butler R.J., Crowell H.P., Davis I.M. Lower extremity stiffness: Implication for performance and injury. *Clin. Biomech.*, 18: 511-517 (2003)
- 15) Dalleau G., Belli A., Viale F., Lacour J.R., Bourdin M. A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *Int. J. Sports. Med.*, 25: 170-176 (2005)
- 16) Farley C.T., Blickhan R., Saito J., Taylor C.R. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J. Appl. Physiol.*, 71: 2127-2132 (1991)
- 17) Farley C.T., Houdijk H.H.P., Strien C.V., Louie M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J. Appl. Physiol.*, 85: 1044-1055 (1998)
- 18) Grabowski A.M., McGowan C.P., McDermott W.J., Beale M.T., Kram R., Herr H.M. Running-specific prostheses limit ground-force during sprinting. *Biol. Lett.*, 6: 201-204 (2010)
- 19) Sanderson D.J., Martin P.E. Joint kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 77: 1279-85 (1996)
- 20) Weyand P.G., Bundle M.W., McGowan C.P., Grabowski A., Brown M.B., Kram R., Herr H. The fastest runner on artificial legs: Different limbs, similar function? *J. Appl. Physiol.* 107: 903-911 (2009)
- 21) Farley C.T., Morgenroth D.C. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J. Biomech.*, 32: 267-273 (1999)