

下肢バネ剛性値を用いた義足アスリートの
走・跳躍能力評価

保原浩明^{1,2,3}

¹ 日本学術振興会特別研究員（PD）

² 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

³ Department of Kinesiology, University of Maryland

Abstract

Understanding leg stiffness (K_{leg}) in amputee sprinters is important for the evaluation of their sprint ability and development of running-specific prostheses (RSP). The purpose of this study was to investigate K_{leg} during hopping in amputee sprinters. Five transtibial (TT) and 5 transfemoral (TF) amputee sprinters, as well as 5 non-active able-bodied subjects, performed one-legged hopping matching metronome beats at 2.2 Hz. Amputees hopped on their sound and prosthetic limb whereas able-bodied (AB) subjects hopped on their dominant limb. Using a spring-mass model, K_{leg} was calculated from the subjects' body mass, ground contact, and flight times. Both TT and TF sprinters demonstrated significantly higher K_{leg} than AB subjects. K_{leg} during hopping on the sound leg significantly correlated with personal records attained in a 100-m sprint in both TT ($r = 0.709$) and TF sprinters ($r = 0.939$).

The results of the present study suggest that amputee sprinters have a greater K_{leg} during hopping than inactive non-amputees, and their sprint ability can be predicted from the K_{leg} during hopping at 2.2 Hz on the sound limb. This study contributes to further identify exercise challenges to be taken into consideration when planning routine training regimens for amputee sprinters. Furthermore, increased understanding of K_{leg} in amputee sprinters is relevant to evaluate their sprint ability and develop running-specific prostheses.

1. 緒言

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）．事実，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．

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）．こうした足部パーツは失った下肢のバネ的振る舞いを再獲得する機能を有していることが報告されているものの（Nolan, 2008; Lechler and Lilja, 2008），その詳細には不明な点も多い．2012年に開催されるロンドンパラリンピックをはじめ，国内の障害者スポーツを普及・興隆させるためには，スポーツ用義足の評価研究が必要不可欠である．従来，下肢におけるバネ的能力を定量的に評価するには，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が用いられてきた（図1: Blickhan, 1989）．このうちバネの硬さを意味するLeg stiffness（ K_{leg} ; 立脚中期における地面反力値と重心変位量の比）は，疾走・跳躍パフォーマンスと密接な関係があることが知られている（Bret et al., 2002; Chelly and Denis, 2002; Durand et al., 2010）．したがって，身体運動において K_{leg} を定量評価することは，切断者アスリートのパフォーマンス改善とスポーツ用義肢装具開発の両面にとって有用な情報となりうる．そこで本研究の目的は1) 義足スプリンターにおける K_{leg} を横断的に調べること，および2) 義足スプリンターにおける K_{leg} と疾走能力との関連を調べること，トレ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る．

2. 研究方法

2.1 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片側下腿切断者5名（Transtibial amputees; TT群）および片側大腿切断者5名（Transfemoral amputees; TF群）とした（表1）。また、本研究では一般成人被験者5名を対照群として設定した（Able-bodied subject; AB群）。TT群に関して、実験は各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。本研究に参加したTT群5名のうち1名はCheetah（Ossur Inc., Iceland）を、4名はKATANA（今仙技術研究所、日本）を装着していた。

すべての被験者は実験参加の時点で障害者陸上競技サークルに在籍しており、国内あるいは国外の障害者陸上競技大会に参加経験があり、100m走の公式記録を有していた。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。

2.2 運動課題と実験手順

運動課題は片脚連続跳躍運動（ホッピング運動）とした。跳躍ピッチは電子メトロノームによって2.2 Hzに設定した。同跳躍ピッチはヒトの至適ピッチに基づいて決定した（Farley et al., 1991; Hobara et al., 2007）。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（Arampatzis et al., 2001）。なお、TT群はホッピング運動を健側肢（非切断肢, Sound limb; SND）および義足肢（Prosthetic limb; PST）の両方で行った。しかしながらTF群は義足肢でホッピング運動を行うことが困難なため、健側肢のみで運動課題を行った。なお、AB群に関しては利き脚のみで課題を行った。このとき、利き脚はボールを蹴る側の脚と定義した（Chang et al., 2008）

2.3 データ収集および解析

被験者の腰背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（Contact time; t_c ）および滞空時間（Aerial time; t_a ）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1: Blickhan, 1989）を用いて K_{leg} の算出を行った。Spring-mass model によると、接地中の K_{leg} は以下の式で算出することができる：

$$K_{leg} = F_{max} / \Delta y_c \quad (1) .$$

このとき、 F_{max} は立脚中期の最大地面反力値を、 Δy_c は接地から立脚中期までの重心変位量を表している。Dalleau et al.（2004）によると、上記（1）式の F_{max} は被験者の身体質量、滞空時間および接地時間によって推定することが可能である：

$$F_{max} = mg\pi / 2 (t_a / t_c + 1) \quad (2) .$$

このとき、 m は身体質量、 g は重力加速度、 t_a と t_c はそれぞれ滞空時間および接地時間を表している。上記推定式（2）を二重積分することによって、接地中の Δy_c を以下の式によって算出することが可能となる：

$$\Delta y_c = F_{max} t_c^2 / m\pi^2 + gt_c^2 / 8 \quad (3) .$$

本研究では上記（2）と（3）式を用いて、最終的に K_{leg} を以下の式によって算出した（Dalleau et al. 2004）：

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

K_{leg} は被験者の身体質量に依存する傾向があるため (Farley et al., 1993), 本研究では算出した K_{leg} を各被験者の身体質量 (kg) で除すことで標準化を行った。

2.4 統計

K_{leg} の横断的な比較には一元配置の分散分析を用いた。有意差が確認された場合、事後検定として Tukey's HSD を行った。また、 K_{leg} と 100 m 走の平均疾走速度の相関関係を Pearson の相関係数によって求めた。100 m 走の平均疾走速度 ($Velocity_{100-m}$) は 100 m の公式ベストタイムを距離 (100 m) で除すことによって算出した。いずれの統計手法も有意確率を 5% に設定した。

3. 結果

3.1 K_{leg} の横断比較

図 3-A に K_{leg} を横断的に比較した結果を示す。TT 群 (SND) と TF 群の K_{leg} は ABS 群と比較して有意に高い値を示した。しかしながら、TT 群および TF 群に有意な差は認められなかった。また、TT 群および TF 群は ABS と比べて、 F_{max} が大きく Δy_c が小さい傾向にあった。

3.2 跳躍ピッチ、接地時間および滞空時間の比較

表 2 に跳躍ピッチ、 t_c および t_a の結果を示す。跳躍ピッチには各群間に有意な差は認められなかった。

一方、TT 群 (SND および PST) の t_c は ABS 群と比較して有意に短かった。同様に、TF 群の t_c も ABS 群と比較して有意に短い値を示した。しかしながら、TT 群および TF 群に有意な差は認められなかった。

TT 群 (SND および PST) と TF 群の t_a は ABS 群と比べて長い傾向にあった。しかしながら、各群間に有意差は認められなかった。

3.3 K_{leg} と Velocity100-m の関係

図 4 に K_{leg} と Velocity100-m の関係を示す。TT 群は SND および PST の両方で正の相関関係が確認された（図 4-A と B）。相関係数はそれぞれ 0.7 を超えていたが、有意水準には満たないものであった（SND; $p = 0.152$, PST; $p = 0.117$ ）。一方、TF 群（SND のみ）の K_{leg} は Velocity100-m と有意な正の相関関係が確認された（図 4-C; $r = 0.927$, $p = 0.024$ ）。

IV 考察

TT 群・TF 群は ABS 群に比べて有意に高い K_{leg} を示した（図 3-A）。加えて、同一跳躍ピッチにおける TT 群・TF 群の跳躍は ABS 群よりも接地時間が短く、滞空時間が長い傾向にあった（表 2）。これらの結果は TT 群・TF 群が下肢のバネを相対的に硬くすることで高い跳躍を実現していたことを示唆しており、 K_{leg} を高く保つことでより高い跳躍が可能になるという先行研究の結果を支持するものであった（Farley et al., 1991; Hobara et al., 2007）。

図 4 に示すように、TT 群は SND および PST の両方で K_{leg} と Velocity100-m に正の相関関係が確認された。相関係数はそれぞれ 0.7 を超えていたが、有意水準には満たないものであった。この原因の一つに、被験者数が 5 名と少なかったことがあげられる。一方、TF 群（SND のみ）の K_{leg} は Velocity100-m と有意な正の相関関係が確認された。現在まで、いくつかの先行研究がホッピング運動における K_{leg} 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 Denis, 2002; Durand et al., 2010）。本研究の結果は、ホッピング運動における K_{leg} が切断者アスリートの疾走能力を予測しうることを示すものであり、より高い K_{leg} を切断側に有するよう、足部パーツを選定することが重要であることを示唆している。

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; Lechler, 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 K_{leg} を向上させるためには，推奨される剛
 性カテゴリ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，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
 K_{leg} 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（Clark, 2008; Harrison et al., 2004; Hobara et al., 2008, 2010;
 Laffaye et al., 2005; Rabita et al. 2008）．現場レベルでの義肢装具調
 整に関して言えば，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，上述した高
 剛性の足部パーツを導入する際には，健側肢（非
 切断側）のトレーニング状態を常に考慮すること
 も必要であろう．

IV 結言

本研究の目的は 1) 義足スプリンターにおける
 K_{leg} を横断的に調べること，および 2) 義足スプリ
 ンターにおける K_{leg} と疾走能力との関連を調べるこ
 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
 究で得られた結果から，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，より剛性値の高い足部パ
 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., Brüggemann, 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., Brüggemann, 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.
- 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. (2004) 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 CT, Blickhan R, Sato J, Taylor CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 1991; 191: 2127–2132.
- Farley, C.T., Glasheen, J., McMahon, T.A., 1993. Running springs: speed and animal size. *Journal of Experimental Biology* 185, 71-86.
- 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, Kanosue K, Suzuki S. Changes in muscle activity with increase in leg stiffness during hopping. *Neurosci Lett* 2007; 418: 55–59.
- 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., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Iso, S., Kanosue, K. (2008). Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. *Journal of Biomechanics* 41 (3), 506-514, 2008.

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.

Lechler K, Lilja M. (2008). Lower extremity leg amputation: an advantage in running? *Sports Technology* 1, 4-5, 229-234.

Nolan, L. (2008) Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review. *Foot. Ankle. Surg.*, 14, 125-129.

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.

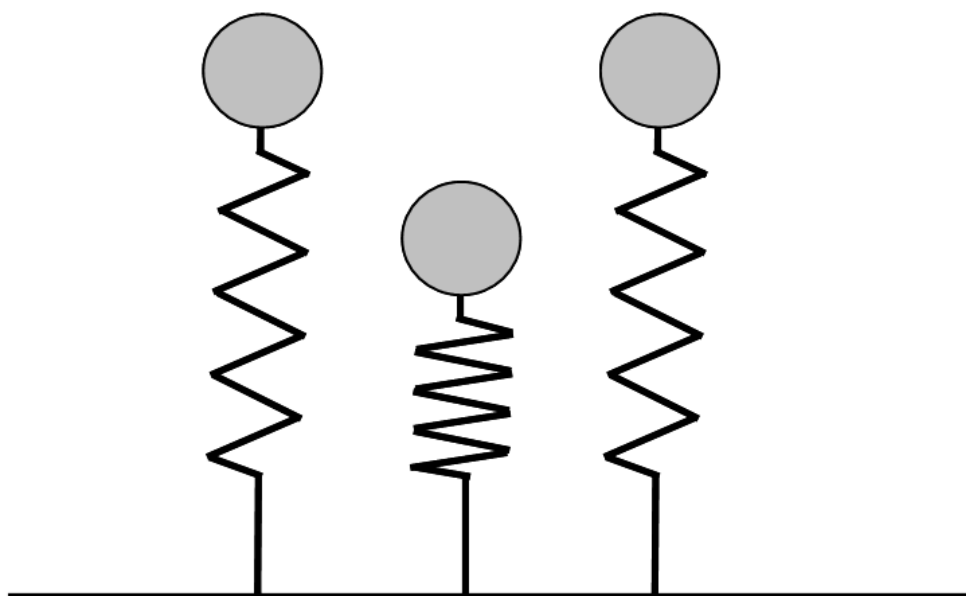


図 1. ホッピング運動におけるSpring-mass model. このモデルはヒトの下肢を身体質量と下肢長による線形バネに見立てている. 線形バネは立脚期前半で短縮することで弾性エネルギーを蓄積し, 立脚期後半で同エネルギーを解放しながら伸長する. 図は左から接地, 立脚中期および離地の瞬間を表している.



図2. 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(2.2 Hz)に合わせて課題を行った. 右: 加速度計は被験者の腰背部にベルトによって装着した.

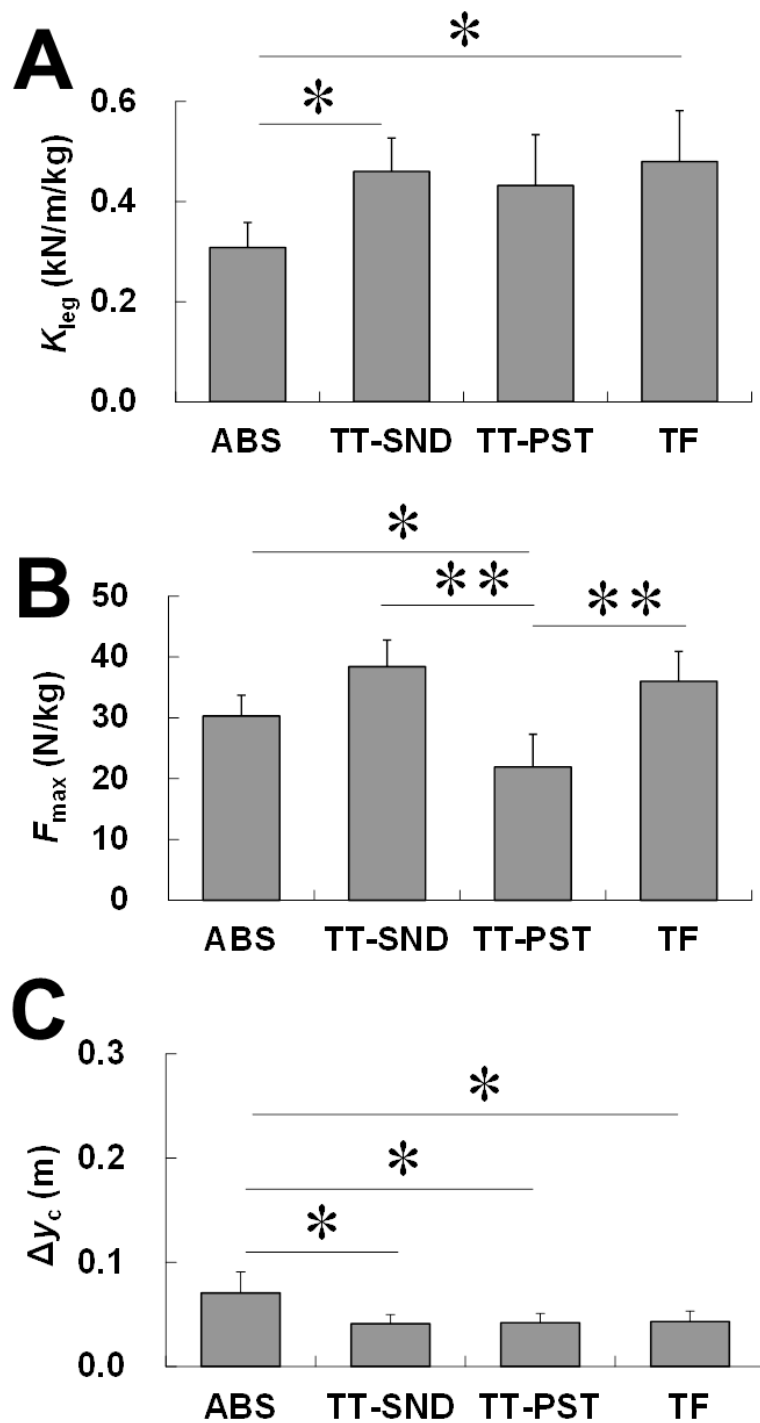


図3. K_{leg} (A), F_{max} (B) および Δy_c (C) の横断的な比較. 図中の *と** はそれぞれ5%および1%水準の有意差を示している.

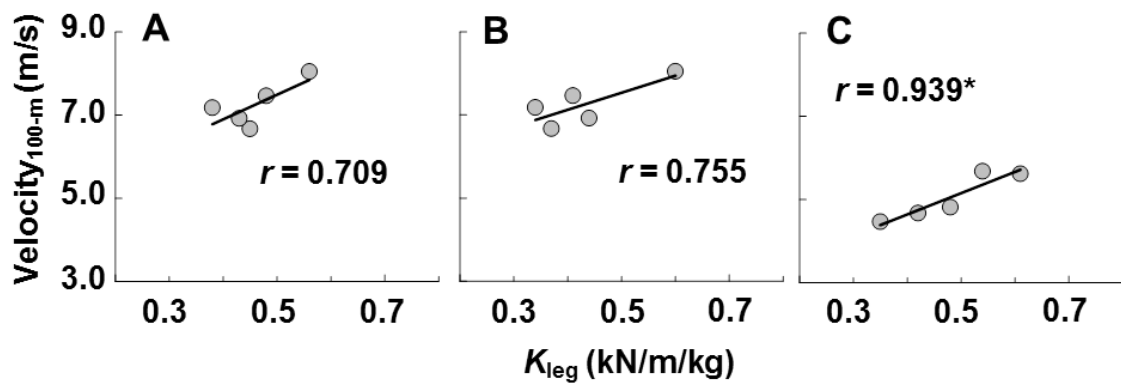


図4. K_{leg} と $Velocity_{100-m}$ の関係. 左から順にTT-SND (A), TT-PST (B), TF (C).
*は有意な相関関係を示している.

表1. 被験者特性

Subjects	Sex (M/F)	Age (yrs)	Height (m)	Mass (kg)	Amputation side (R/L)	100-m PR (s)	Competitive level
<i>Transtibial amputees</i>							
TT 1	M	23	1.71	60.0	Right	12.43	International
TT 2	M	20	1.65	52.0	Left	13.93	National
TT 3	M	44	1.68	78.0	Right	13.40	Regional
TT 4	M	29	1.75	67.0	Left	15.00	Regional
TT 5	F	18	1.57	52.0	Left	14.45	International
Mean		26.8	1.67	61.8		13.84	
SD		10.5	0.07	11.0		0.99	
<i>Transfemoral amputees</i>							
TF 1	M	52	1.70	67.0	Right	17.80	Regional
TF 2	F	34	1.48	44.0	Right	21.40	International
TF 3	F	23	1.67	52.0	Right	22.40	International
TF 4	M	16	1.64	50.0	Left	17.62	National
TF 5	F	27	1.55	36.0	Right	20.77	National
Mean		30.4	1.61	49.8		20.00	
SD		13.7	0.09	11.5		2.17	
<i>Able-bodied subjects</i>							
AB 1	M	30	1.75	65.0	N/A	N/A	N/A
AB 2	M	32	1.80	79.0	N/A	N/A	N/A
AB 3	M	31	1.72	68.0	N/A	N/A	N/A
AB 4	F	22	1.50	48.0	N/A	N/A	N/A
AB 5	F	30	1.55	44.0	N/A	N/A	N/A
Mean		29.0	1.66	60.8			
SD		4.0	0.13	14.5			

表2. 跳躍ピッチ, 接地時間, 滞空時間の比較. *はABS群との有意差を表している.

	ABS	TT-SND	TT-PST	TF
Hopping frequency, Hz	2.166 ± 0.061	2.226 ± 0.099	2.274 ± 0.052	2.333 ± 0.153
Contact time, s	0.238 ± 0.033	0.182 ± 0.019 *	0.184 ± 0.021*	0.186 ± 0.022 *
Aerial time, s	0.224 ± 0.027	0.268 ± 0.026	0.256 ± 0.029	0.244 ± 0.036