

スポーツ用義足は有利か不利か？ —走行中の関節スティフネス評価による検証—

独立行政法人 保原 浩 明
産業技術総合研究所

Advantage or Disadvantage? Dynamic Joint Stiffness During Running Using Running-specific Prostheses

by

Hiroaki Hobara
*Digital Human Research Center,
National Institute of Advanced Industrial Science and Technology*

ABSTRACT

Recent technical developments of running-specific carbon-fiber prostheses with energy storing capabilities have allowed individuals with lower extremity amputation (ILEA) to compete at levels never before achieved. Additionally, running-specific prostheses (RSPs) have attracted more and more ILEA to running as a form of exercise and athletic competition. However, the advent of RSPs raised a debate in the scientific community regarding whether the RSPs provide potential advantages or disadvantages for ILEA as compared with able-bodied counterparts in running. In the present study, joint stiffness, which is the one of the determinants of running mechanics, was compared between intact and prosthetic leg at various overground running speeds in ILEA wearing RSPs. Eight ILEA performed overground running at a range of running speeds (2.5 to 3.5 m/s). Joint stiffness was calculated from kinetic and kinematic data in both intact and prosthetic limbs. We found that there were no significant differences in ankle and knee stiffness between the legs at all running speeds. Therefore, although we may never be able to quantify all the advantages and disadvantages of running using

RSPs, these results suggest that ILEA using RSPs would not receive any technical advantages during running.

要 旨

近年になって主流となっているカーボン繊維製のスポーツ用義足の登場は、障害者の積極的なスポーツ参加を促進させた一方、「義足の装着によって不当なアドバンテージを得ているのではないか？」という疑いの目を生じさせた。そこで本研究の目的は下肢関節におけるバネ機能の評価指標として広く用いられている Joint stiffness を評価することによって、スポーツ用義足の有利／不利に関する論争への視座を得ることであった。8名の片脚下腿切断者に、屋内に設置した一周 100m の走路でランニング動作を行わせた。走速度は 2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s の三段階に設定した。Torsional Spring Model に基づき、関節モーメントを関節角度変化量で除して関節バネ特性 (Joint stiffness) を足関節および膝関節肢から算出し、義足側と非切断側で比較した。その結果、いずれの走速度でも義足側の足・膝関節スティフネスは非切断側と同等かそれ以下の値を示した。これらの結果は、カーボン繊維製のスポーツ用義足が国際陸連の懸念する「技術的措置による競技力向上」に繋がる可能性は低いことを示唆している。

緒 言

2011 年夏に開催された IAAF 世界陸上競技選手権大邱大会と 2012 年ロンドンオリンピックの男子 400m 走に、歴史上初めて両脚下腿切断者である“障害者”の選手が出場し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繊維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¹⁾。このように、スポーツ用義足を駆使した義足ラン

ナ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、今もなお驚くべきペースで記録を更新し続けている²⁾。

しかしながら、こうしたスポーツ用義足の普及は皮肉なことに「義足の装着によって不当なアドバンテージを得ているのではないか？」という疑いの目を生じさせた。この疑問を解決するべく、2000 年代後半から世界中の研究者が義足ランナーの生体力学的特性を調べているが、いまだ明確な結論は得られていない²⁾。スポーツの公平性を担保し、障害者が健常者とともに積極的にスポーツ参加ができる社会を実現するためには、スポーツ用義足使用時の生体力学的特性を評価する研究が必要である。

上述した有利／不利の論争の争点は、板バネ義足が「技術的装置による競技能力の向上」を禁じる IAAF の規定に抵触するかどうかという点になる³⁾。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⁴⁾。そのため、下肢関節におけるバネの能力の評価指標として広く用いられている Joint stiffness^{5,6,7)} の評価が、上述した問題の解決に繋がると考えられる。

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。先行研究によると、走速度が増加するにつれて膝関節の Joint stiffness が増大していくことが報告されている^{5,6)}。同様に、最大強度の連続跳躍動作でも、膝関節の Joint stiffness がパフォーマンスの決定因子になることが報告されている⁸⁾。そのため、スポーツ用義足を装着した際、義足側における膝関節の Joint stiffness が非切断側より大きいと、それ自体がパフォーマンス向上に有利に働く可能性がある。健

常者ランナーの Joint stiffness を評価した研究はいくつか見られるものの、スポーツ用義足を装着したランナーの Joint stiffness を評価した研究は見当たらず、その検証が必要である。

そこで本研究の目的は、下肢関節におけるバネ機能の評価指標として広く用いられている Joint stiffness を評価することによって、スポーツ用義足の有利／不利に関する論争への視座を得ることである。

1. 研究方法

1.1 被験者

被験者は日常的に陸上競技（短距離種目）に積極的に参加している下腿切断者8名とした（表1）。被験者8名中、1名が先天性の四肢欠損による義足使用者で、7名が外傷による切断歴であった。実験は被験者が普段から使い慣れているカーボン繊維製のエネルギー蓄積型疾走用足部を装着して行った。内訳はFlex-Run（Ossur Inc., Reykjavik, Iceland）が4名、Cheetah（Ossur Inc., Reykjavik, Iceland）が2名、Catapult（Freedom Innovation, California, USA）が2名、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University of Maryland, College Parkにおける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

運動課題は屋内に設置した一周100mの走路におけるランニング動作とした（図1）。走速度は2.5m/s, 3.0m/s, 3.5m/sの三段階に設定した。本研究ではトラックの周囲4か所にレーザーセンサを設置し、一周の平均走速度が設定速度の0.2%以内になるよう制御した。被験者には実験前に十分なウォーミングアップを行わせ、実験中は疲労の影響をなくすため、休息に十分な時間を設けた。なお、実施する速度課題はランダム試行とし、安定したデータが5回取得できるまで走路を周回させた。

1.3 データ収集および解析

本研究では関節にねじりバネで構成が入っていると仮定するTorsional Spring modelに基づき、Joint stiffness を算出した⁶⁾。被験者の全身14か

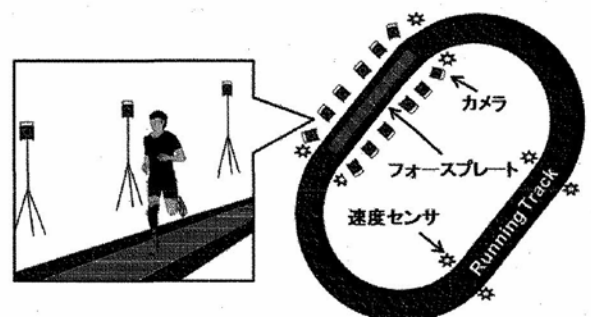


図1 実験の概略図。屋内に100mのトラックを作成し、直線部分にフォースプレート（10枚）と三次元動作解析装置を設置し、計測を行った。走速度はトラック周囲に設置したレーザーセンサーによって、各区間の平均速度の誤差が0.2%になるよう、実験者が被験者に対して声掛けを常に行った。

表1 被験者特性

Subject	Age (years)	Height (m)	Total Mass (kg)	Running Experience (months)	RSP model	Amputated Limb	Cause of Amputation
1	48	1.75	73.4	46	Flex-Run	Right	Congenital
2	31	1.71	67.9	48	Flex-Run	Left	Trauma
3	34	1.72	110.2	60	Flex-Run	Left	Trauma
4	27	1.8	73.8	9	Cheetah	Left	Trauma
5	23	1.88	85.3	9	Cheetah	Right	Trauma
6	27	1.84	85.3	3	Flex-Run	Left	Trauma
7	46	1.81	84.3	256	Catapult	Left	Trauma
8	20	1.89	78	12	Catapult	Right	Trauma
Mean	32.0	1.80	82.3	55.4			
SD	10.2	0.07	13.0	84.0			

所に反射マーカを貼り付け、全身を3次元動作解析装置 (Vicon, Centennial, CO, USA) を用いて毎秒200コマで撮影を行った。また、走路にはフォースプレート (60cm×50cm each; 9260AA6, Kistler, Amherst, NY, USA) を10枚設置し、接地中の地面反力を1000Hzで計測した。位相ずれのない4次のパタワースフィルターを用いて座標データと地面反力を平滑化した。遮断周波数は座標データが6Hz、地面反力が30Hzであった。

撮影した映像から動作解析ソフト (Visual 3D, C-Motion, Germantown, MD, USA) を使用して関節角度変位 (Angular displacement) を、また逆ダイナミクス計算により関節モーメント (Joint moment; Nm/BW) を算出した。関節トルクの算出にあたり、身体各部位の慣性モーメントは先行研究⁹⁾の推定式を使用した。なお、義足における足関節は各義足においてカーブが最も急峻な部分と定義した¹⁰⁾。各義足パーツの慣性モーメントは先行研究の値を使用した¹¹⁾。

Joint stiffness (K_{joint} ; Nm/Bw/degree) は Torsional spring model に基づき、以下の式により算出した。

$$K_{\text{joint}} = \tau_{\text{joint}} / \Delta \theta_{\text{joint}}$$

なお、 τ_{joint} は立脚中期における関節モーメントの最大値を、 $\Delta \theta_{\text{joint}}$ は接地から立脚中期までの関節角度変位量を表している⁶⁾。

算出した Joint stiffness は二元配置の分散分析を用いて健側肢および義足肢で比較した。分散分析の主効果が有意であった場合は事後検定として Bonferroni 法を用いた。統計処理には SPSS (IBM SPSS Statistics Version 19, SPSS Inc., Chicago, IL) を用いた。

2. 研究結果

図2は接地中における足関節モーメントと関節角度変化をプロットしたものである。足関節は着地と同時に背屈し、立脚中期に最大屈曲位に

なった後、離地に向かって底屈していた。足関節モーメントは接地と同時に底屈モーメントが生じ、立脚中期にモーメントが最大値になり、その後、離地に向かってモーメントは減少していた。こうした傾向は両側で観察されたものの、モーメント-角度プロットが描く形は、義足側と非切断側で明らかに違うものであった (図2)。

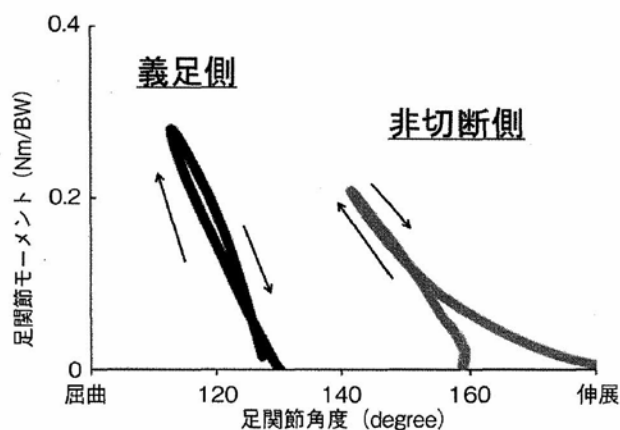


図2 足関節におけるモーメント-関節角度プロット (秒速3.0m; 代表例)。足関節は接地と同時に背屈し、最大屈曲位で最大モーメント (底屈) が生じていた。その後、離地に向かった足関節は底屈し、モーメントも減少する傾向にあった。

図3は接地中における膝関節モーメントと関節角度変化をプロットしたものである。足関節と同様に、膝関節は着地と同時に屈曲し、立脚中期

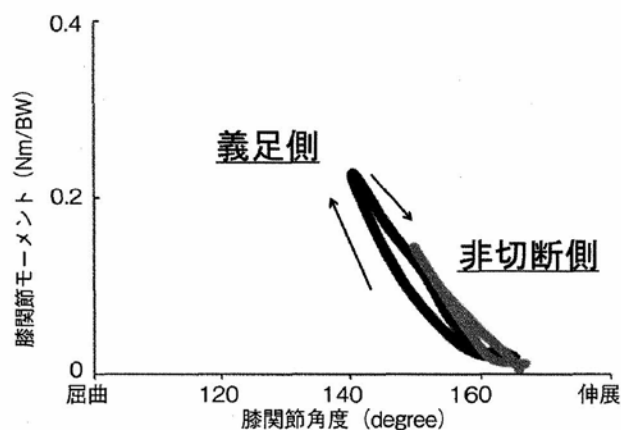


図3 膝関節におけるモーメント-関節角度プロット (秒速3.0m; 代表例)。膝関節は接地と同時に屈曲し、最大屈曲位で最大モーメント (伸展) が生じていた。その後、離地に向かった膝関節は伸展し、モーメントも減少する傾向にあった。

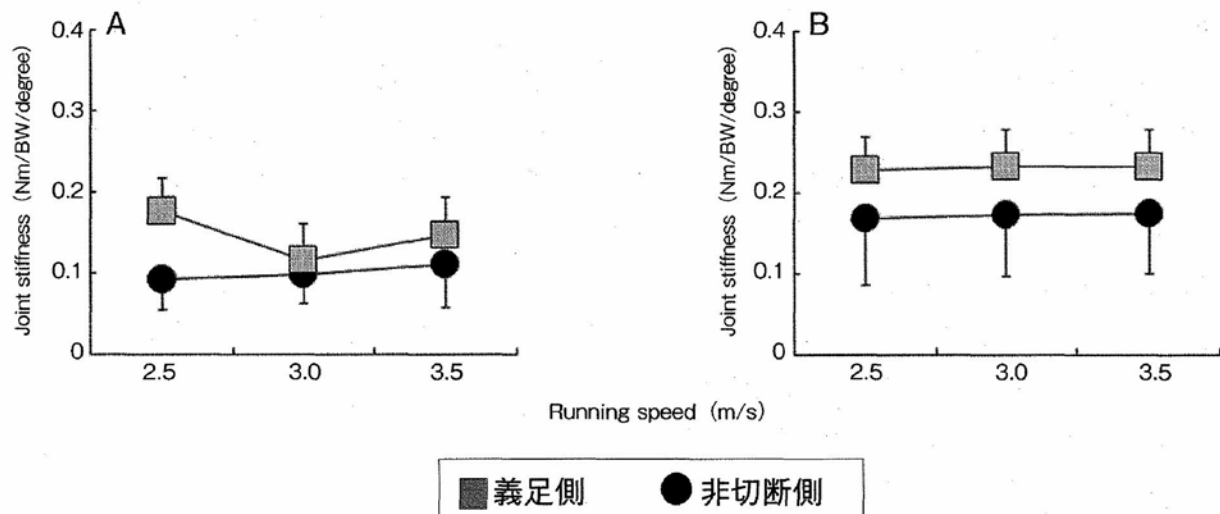


図4 足関節 (A) および膝関節 (B) における Joint stiffness の定量評価

に最大屈曲位になった後、離地に向かって伸展していた。膝関節モーメントは接地と同時に伸展モーメントが生じ、立脚中期にそのモーメントが最大値になり、その後、離地に向かってモーメントは減少していた。こうした傾向は両側で観察された。

図4に足関節および膝関節における Joint stiffness を比較した結果を示す。各関節の Joint stiffness を義足側と非切断側で比較したところ、両側間に有意な差は認められなかった。この傾向は速度が変わっても同様であった。

3. 考 察

本研究の目的は、下肢関節におけるバネ機能の評価指標として広く用いられている Joint stiffness を評価することによって、スポーツ用義足の有利／不利に関する論争への視座を得ることである。本研究で対象とした義足スプリンター8名に関して、いずれの速度においても義足側と非切断側の Joint stiffness に有意な差は認められなかった (図3)。従来、Joint stiffness はランニング動作において速度変化に応じて増大することからパフォーマンスの評価指標として扱われている^{5,6,7)}。以上のことから、義足が国際陸連の懸念する「技術的措置による競技力向上」に繋がる可能性

は低いことを示唆している。

義足側の関節モーメント-関節角度プロットは、非切断側のプロットと比べて直線的であった (図2)。これは両側の Joint stiffness に有意差はなかったものの、義足側が高い弾性利用効率を保持していることを裏付けるものである。これに関し、先行研究では Material Testing を用いて、スポーツ用義足の弾性利用効を定量化した結果、実に95%の弾性エネルギーが再利用されているという結果を示している⁴⁾。こうした事実はパフォーマンスの指標である Joint stiffness のみの評価だけでなく、様々な視点においてスポーツ用義足の有利／不利の議論を展開する必要性を示唆している。Weyand and Bundle¹²⁾によると、評価する指標のうち、一つでもスポーツ用義足が健常者の値を上回ることがあれば、それはまぎれもなく「スポーツ用義足が有利である」との結論になる、という論理を展開している。一方で Zelik¹³⁾ は一つの指標のみで有利／不利の議論をするのではなく、複数の指標によって生じる総合的な有利／不利に着目すべきであると主張している。そのため、評価指標の探索のみでなく、最終的な結論を生み出すことができる条件についても議論を継続することが必要かもしれない。

本研究では8名の被験者が計3種類のスポーツ

用義足を装着した際に得られた結果である。表1に示すように、本研究で動員した被験者は切断歴、運動経験および切断理由は様々であった。また、実際には計測しなかったものの、各被験者の断端長（残存部位の長さ）、筋量、筋力発揮能力、ソケットの適合度、痛み感覚などの特性に関しても被験者ごとに違いがあると推察される。こうした身体特性によってランニング時の機械的特性は影響を受ける可能性がある。他にも、ある先行研究ではスポーツ用義足の形状や剛性値がランニング時の生体力学的特性に影響を与えることを示唆している^{14,15,16)}。同様に、義足およびソケットの慣性特性や長さ、アライメントの変化もランニング時の生体力学的特性に影響を与えうる²⁾。さらに言えば、こうした因子の組み合わせを考えると、ある特定の組み合わせが実現した際に、健常者を大きく上回るパフォーマンスが実現する可能性や、その逆の現象が生じることも否定できない。こうした論争に終止符を打つためには、上述した様々な因子の組み合わせがランニング時の生体力学的特性に与える影響を網羅的に検証する必要があるだろう。

4. 総括

本研究の目的は、下肢関節におけるバネ機能の評価指標として広く用いられている Joint stiffness を評価することによって、スポーツ用義足の有利／不利に関する論争に終止符を打つことであった。本研究で対象としたスポーツ用義足を装着した片側下腿切断者8名の Joint stiffness を解析し、両脚間で比較した結果、両側間に有意な差は認められなかった。この結果は「技術的措置による競技力向上」に繋がる可能性は低いことを示唆している一方、ランニング時の機械的特性は様々な因子の影響を受けることから、様々な因子の組み合わせがランニング時の生体力学的特性に与える影響を網羅的に検証する必要があるだろう。

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 University of Maryland, Neuromechanics Lab. のメンバー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独立行政法人産業技術総合研究所デジタルヒューマン工学研究センター健康増進技術研究チームの皆様にも厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) Aruin A.S. Sports after amputation. In *Biomechanics in Sports-performance enhancement and injury prevention*. Edited by Zatsiorski VM (Blackwell Publisher), 637-650 (2000)
- 2) Hobara H., Baum B.S., Kwon H.J., Shim J.K. Running mechanics in amputee runners using running-specific prostheses. *Jap. J. Biomech. Sports. Exerc.*, 17: 53-61 (2013)
- 3) 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)
- 4) Brüggemann G.P., Arampatzis A., Emrich F., Potthast W. Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prosthesis. *Sports Technol.*, 1: 220-227 (2009)
- 5) Arampatzis A., Brüggemann, G.P., Metzler, V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J. Biomech.*, 32: 1349-1353 (1999)
- 6) Kuitunen S., Komi P.V., Kyröläinen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med. Sci. Sports. Exerc.*, 34: 166-173 (2002)
- 7) Butler R.J., Crowell H.P., Davis I.M. Lower extremity stiffness: Implication for performance and injury. *Clin. Biomech.*, 18: 511-517 (2003)
- 8) Hobara H., Muraoka T., Omuro K., Gomi K., Sakamoto K., Inoue K., Kanosue K. Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *J. Biomech.*, 42: 1768-1771

- (2009)
- 9) Winter D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. New York: Wiley (1990) .
 - 10) Buckley J.G. Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses. *Clin. Biomech.* 15: 352-358 (2000)
 - 11) Baum, BS, Schultz MP, Tian A, Hobara H, Kwon HJ, Shim JK. Determining the inertial properties of running-specific prostheses. Proc. the 36th Ann. Meet. *Am. Soc. Biomech.* (2012)
 - 12) Weyand P.G., Bundle M.W. Last Word on Point:Counterpoint: Artificial limbs do make artificially fast running speeds possible. *J. Appl. Physiol.*, 108: 1019 (2010)
 - 13) Zelik K.E. "Net advantage" is more rooted in sport than science. *J. Appl. Physiol.*, 108: 1016-1017 (2010)
 - 14) Lechler, K., Lilja, M. Lower extremity leg amputation: an advantage in running? *Sports. Technol.*, 1: 229-234 (2008)
 - 15) Nolan L. Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review. *Foot. Ankle. Surg.*, 14: 125-129 (2008)
 - 16) Wilson, J.R., Asfour, S., Abdelrahman, K.Z., Gailey, R. A new methodology to measure the running biomechanics of amputees. *Prosth. Orth. Int.*, 33: 218-229 (2009)