

生体力学手法を用いた片側大腿切断者における 走速度獲得メカニズムの解明

東京理科大学 並木 優太
(共同研究者) 同 竹村 裕
産業技術総合研究所 保原 浩明

Biomechanics of Sprinting in Unilateral Transfemoral Amputees

by

Yuta Namiki

Tokyo university of science

Hiroshi Takemura

Tokyo university of science

Hiroaki Hobara

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

ABSTRACT

Knowledge of the running mechanics will provide greater insight into the manner in which lower-extremity amputees wearing running-specific prostheses (RSPs) regain running capacity and compensate for replacement of an active leg with a passive prosthetic implement. Despite joint moment is commonly-used biomechanical parameters to enhance our understanding of muscular effort and joint control during running, it remains unclear about joint moment of transfemoral amputees to improve running speed. The purpose of this study was to investigate joint moments during maximal sprinting in unilateral transfemoral amputees wearing RSPs. We recruited four paralympic contestants and ten non-paralympic contestants with unilateral transfemoral amputation. The participants performed maximum sprinting over an

indoor 40-m straight runway, where seven force platforms and optical motion capture cameras were placed approximately 22 m from the starting line. The prosthetic “ankle” joint was defined by the markers on the most acute point on the prosthesis curvature attached to the midpoint between the RSP medial and lateral edges. Joint moments were calculated through an inverse dynamics approach. Paralympic contestants had greater hip extension moment in intact limb than non-paralympic contestants. Further, in the prosthetic limb, paralympic contestants also had greater plantarflexion moment than non-paralympic contestants. The results of the present study suggest that strength training for muscles around hip joint and loading on running-specific prosthesis may be key factors to improve running speed for unilateral transfemoral amputees.

要 旨

本研究の目的は、片側大腿切断者の関節モーメントを算出し、走速度獲得メカニズムを解明することであった。被験者は片側大腿切断者14名とし、パラリンピック出場群（4名）および不出場群（10名）の2群に分類した。各被験者には40mの走路で全力疾走を行わせ、被験者に貼付した反射マーカの位置情報および地面反力のデータを三次元動作解析装置で計測した。膝継手を含むスポーツ用義足は、円柱および直方体と幾何近似することでモデリングし、下肢三関節のモーメントを算出した。両群で下肢三関節のモーメント比較した結果、パラリンピック出場群は健側肢における股関節伸展モーメントおよび義足肢における足関節底屈モーメントが不出場群よりも有意に大きかった。これらの結果は、大腿切断者が大きな走速度を獲得する為には、健側肢の股関節伸展筋をトレーニングすること、そして義足に荷重し、弾性エネルギーをより利用することが必要であることを示唆している。

緒 言

2020年に東京オリンピック・パラリンピック競技大会が開催されるにあたり、日本中が盛り上

がりを見せている。なかでも、コンセプトの1つである「多様性と調和」を実現する上で、特にパラリンピック重視の姿勢が目立っている¹⁾。国際的な障害者スポーツ競技大会であるパラリンピックは、1960年に第一回大会が開催されてから着実に規模を拡大し、この半世紀で参加国・地域数が約9倍、参加人数は約20倍になった。その拡大の勢いはオリンピックを大きく上回る程であり、障害者競技スポーツの更なる進捗が目指されている²⁾。その背景には、政府による経済的・環境支援が手厚くなったことや、炭素繊維強化プラスチック製のスポーツ用義足の開発により競技性が高まったことも一因として挙げられるであろう。しかしながら、実際には2020年東京パラリンピックを目前にした我が国の障害者スポーツが抱える問題の一つに、パラ陸上競技における国際競技力低下と競技人口の停滞があげられる。この原因として、多様な障害を有するパラアスリートの指導体系が確立されておらず、その科学的知見も不足していることが挙げられる。

下肢切断者の中でも片側大腿切断者は、他の切断レベルに比べて多くの筋や腱を切断しているだけでなく、機能代償に必要な義足パーツが多いことから、下腿切断者と比較して走動作の再獲得が難しいと言われている³⁾。事実、走動作を再獲

得した大腿切断者であっても、健側肢と義足肢で左右非対称な動きであることが報告されている^{3, 4)}。この非対称な走動作は、立脚期において随意的な屈曲・伸展機能を有さない受動的な膝継手で生じる「膝折れ」を防ぐ為に、補償動作をしていることが原因であると考えられている^{5, 6)}。しかしながら、現在まで大腿切断者を対象としたスポーツ用義足装着時の走動作を定量評価した研究は少なく、詳細には不明な点も多い。そのため、大腿切断者が「より速く走る」ために必要な科学的知見が研究室および現場レベルで求められている。

走パフォーマンス向上を目的とした指導を効果的に行うには、身体運動発現の源となるキネティクス、なかでも下肢三関節におけるキネティクスを評価することが重要であり、その知見を得ることは、身体各部の機能や貢献度を究明する一助となる^{7, 8)}。関節モーメントを詳細に解析することは、走行時における下肢筋群の機能を知る一助となる^{9, 10)}。

先行研究において、ランニング動作において片側下腿切断者が左右非対称な関節モーメントを生み出していることが報告されているが^{5, 11)}、この結果が大腿切断をはじめとする他の切断レベルにも適用されるかどうかは定かではない。事実、大腿切断者は下腿切断者と異なる動作をしており、ランニング時の立脚期において膝折れを防ぐための補償動作として、膝継手を完全伸展させた状態で身体を支えていることが報告されている³⁾。先行研究において、全力疾走動作を行う大腿切断者における義足肢の地面反力は、健側肢よりも有意に小さいことが報告されているにもかかわらず⁶⁾、関節モーメントについては研究されていない。この原因の一つとして、大腿切断者が使用する膝継手や、後方に大きく湾曲した板バネ足部といった各パーツ形状に応じた力学モデルを構築する必要があることが挙げられる。そこで本研究

では、従来の生体力学手法に新たなモデリング技術を付与し、関節モーメントを算出することで、片側大腿切断者における走速度獲得メカニズムを解明することを目的とした。

先行研究によると、片側大腿切断者における股関節周囲筋に筋力トレーニングを施すことによって、走動作を再獲得できることが報告されている¹²⁾。さらに、下腿切断者を対象とした先行研究によると、健側肢における股関節伸展モーメントが、走速度獲得に貢献していることが示唆されている¹³⁾。そのため、パラリンピックに出場するレベルの片側大腿切断者は、一般的な片側大腿切断者よりも、こうした指標が大きいことが考えられる。以上、本研究では「大きな走速度を獲得している大腿切断者は、股関節伸展モーメントが大きい」という仮説を検証した。

1. 方法

1.1 被験者

被験者は、パラリンピック出場経験のある片側大腿切断者4名、日常的に走動作を行っている片側大腿切断者10名とした(表1)。全ての被験者は受動的な油圧式の膝継手および炭素繊維強化プラスチック性のスポーツ用義足を使用しており、これらは被験者が普段から使い慣れているものであった。実験を行う際には、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。尚、本研究は国立研究開発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)。

1.2 実験概要

実験装置は床に埋め込まれたフォースプレート(BP400600-1000; AMTI社製)および計測エリアに設置された赤外線カメラ(VICON MXシステム; Oxford Metrics社製)から構成されている。

表1 被験者特性

Subject	Sex (years)	Age (m)	Height (kg)	Mass amputation (years)	Time since record(s)	100-m Personal limb	Amputated amputation	Cause of length (m)	Residual limb knee unit (category of siffness)	Prosthetic	RSP model
Paralympic contestants											
1	M	32	1.80	83.70	24.00	12.11	Left	Cancer	Long	3S80	1E91 Runner (#3)
2	M	33	1.67	61.98	16.00	12.61	Left	Trauma	Long	3S80	1E90 Sprinter (#3)
3	F	18	1.56	58.27	3.50	17.60	Right	Trauma	Middle	3S80	1E90 Sprinter (#2)
4	F	38	1.49	43.89	15.00	17.41	Right	Infection	Long	3S80	1E90 Sprinter (#2)
Mean		30.25	1.63	61.96	14.63	14.93					
SD		8.58	0.14	16.46	8.44	2.98					
Non-paralympic contestants											
1	M	21	1.67	56.37	18.00	16.81	Left	Cancer	Short	3S80	1E+90 Sprinter (#3)
2	M	42	1.67	57.24	6.00	17.66	Left	Cancer	Long	3S80	1E+90 Sprinter (#2)
3	M	34	1.61	58.67	21.00	17.82	Left	Sarcoma	Middle	3S80	1E+91 Runner (#5)
4	M	24	1.76	63.00	2.70	22.00	Left	Trauma	Long	3R95	KATANA (#8)
5	M	52	1.70	66.63	29.00	16.78	Left	Trauma	Long KD	3S80	1E90 Sprinter (#3)
6	M	43	1.68	67.68	16.00	15.73	Left	Trauma	Middle	3S80	1E90 Sprinter (#3)
7	M	44	1.79	63.64	28.00	23.00	Right	Trauma	Short	3S80	KATANA (#8)
8	M	26	1.75	66.04	5.20	14.08	Right	Trauma	Middle	3S80	1E90 Sprinter (#3)
9	F	21	1.49	44.37	9.00	20.66	Right	Sarcoma	Short	3S80	1E90 Sprinter (#1)
10	F	32	1.56	47.41	6.50	18.16	Right	Trauma	Middle	3S80	1E90 Sprinter (#2)
Mean		33.90	1.67	59.11	14.14	18.27					
SD		10.93	0.09	8.02	9.66	2.81					

地面反力を測定するために9枚のフォースプレートを使用し、サンプリング周波数は2000 Hzとした。また、走動作解析のために三次元モーションキャプチャシステム (VICON) を使用し、サンプリング周波数は200 Hzとした。被験者のスタート位置から計測エリア中央のフォースプレートまではおよそ22 mであり、走路全体の距離として45 m以上を設けた。

実験に先立ち、被験者間で影響が出ないようにするために、実験者が指定した服装を着用させ、解剖学的特徴点に反射マーカ (図1) を取り付けた。シューズにおいては、健側肢には履き慣れている運動シューズ、スポーツ用義足にはスパイクのついていないソールを着用させた。さらに、軽いストレッチ等の準備運動をする時間や、実験環境へ慣れさせるために十分な練習時間を設けた。

被験者には全力疾走を行うよう教示し、その時の地面反力と反射マーカの位置座標を取得した。フォースプレート内で健側肢、義足肢の両足又はいずれかが着地した試行を成功試行とし、各脚4ステップ以上の成功試行が得られるまで、繰り返し計測を行った。実験中に被験者が疲労を感じた場合は、試行間に十分な休憩時間を設け、被験者

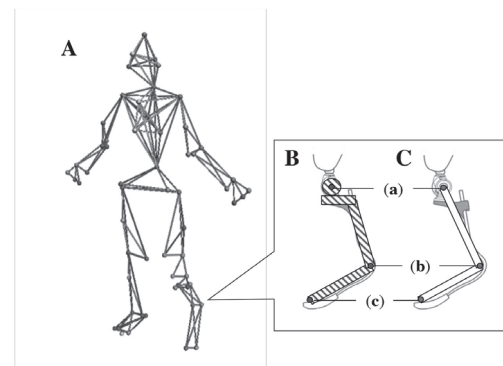


図1 反射マーカ位置および義足の力学モデル定義
A: 全身マーカ位置 B: 幾何近似に使用した義足モデル C: 下腿部および足部で構成された剛体モデル (a): 膝継手中心 (b): 最大曲率点 (c): スポーツ用義足先端部

が疲労を感じないように試行を実施した。

本計測で貼付したマーカ位置を図1に示す。マーカ位置は、解剖学的な部位には産業技術総合研究所が公開している歩行データベースをもとにし¹⁴⁾、義足部分は先行研究をもとにソケット、膝継手、アダプターに貼付した。またスポーツ用義足は足関節とみなした最大曲率点を含む計6点に貼付した^{5, 11, 15)}。

1. 3 義足肢における力学モデル定義

本研究では解析に3次元動作解析ソフトである

Visual3D (C-motion 社製; USA) で実行した。このソフトウェアの特徴は、マーカ位置から任意の仮想点を定義できることである。義足肢における下腿部および足部の座標系を以下のマーカ4点で各々定義した。

下腿部: 膝継手(内/外点), 最大曲率点(内/外点)

足部: 最大曲率点(内/外点), ブレード先端(内/外点)

義足肢における質量はパーツ開発企業が公式に発表している値を使用し、スポーツ用義足および膝継手の慣性モーメントはそれぞれ直方体および円柱と幾何近似することで推定した(図1b-c)。健側肢および残存部における各セグメントの質量および慣性モーメントは、Hanavan¹⁶⁾の手法を用いて推定した。また、大腿骨を用いて定義する股関節中心は、上前腸骨棘の左右間距離、上前腸骨棘と大転子の距離および大転子と脛骨内果最凸転の距離から推定した¹⁷⁾。加えて、義足肢の長さ条件をGrabowski, et al.¹⁸⁾の研究結果を元に考慮し、Visual3Dに数値を代入して股関節中心を定義した。

1. 4 データ収集および解析

解析には健側肢および義足肢それぞれ4成功試行を使用した。実験で取得した地面反力とマーカの位置座標の生データには、4次のButterworth low pass フィルタをかけ、ノイズを除去した。カットオフ周波数は、地面反力のデータは75 Hz¹⁰⁾、マーカの位置座標は20 Hz¹⁹⁾とした。また、時系列データは接地時間で除することにより時間正規化し、それを101等分(0~100%)した。関節モーメントはVisual3Dで計算を実行し、結果を得た。本研究では、関節モーメントの立脚期におけるピーク値を算出し、グループ間で比較した。また、異なる条件で多様な被験者に関してデータを収集する際には、データの標準化が必要であるため、各々の結果を体重で正規化した^{20,21)}。

関節モーメントの各指標について対応なしの

Student's t検定を実施した。尚、本研究では危険率5%水準を統計学的に有意とし、全ての統計解析はSPSS for Windows ソフトウェア(バージョン22.0, IBM 社製)を使用した。

2. 結果

パラリンピック出場群および不出場群の平均速度は各々6.55±0.82 m/s, 5.51±0.69 m/sであった。図2に立脚期における股関節、膝関節、足関節の関節モーメントの平均波形を示す。パラリンピック出場群、不出場群で大きな傾向の違いは観察されなかった。股関節における関節モーメントの波形に着目すると、健側肢では立脚初期から中期にかけて伸展と屈曲を繰り返していることが確認されたが、義足肢では同様の傾向は確認されなかった。立脚後期においては、健側肢および義足肢ともに屈曲モーメントが働いていた。膝関節において、健側肢では二峰性の波形を描いており、伸展モーメントから屈曲モーメントへと変化していた。それに対して義足肢では立脚期全体を通して、屈曲モーメントが働いていた。足関節において、立脚期全体で両脚とも底屈モーメントが働いていた。

表2に関節モーメントのピーク値を示す。統計解析の結果、パラリンピック不出場群と比較して、出場群は立脚初期における健側肢の股関節伸展モーメントのピーク値が有意に大きい値を示した。また、出場群は不出場群よりも義足肢の足関節底屈モーメントが有意に大きい値を示した。その他の指標については、被験者群で有意な差は確認されなかった。

3. 考察

本研究の目的は、従来の生体力学手法に新たなモデリング技術を付与し、関節モーメントを算出することで、片側大腿切断者における走速度獲得メカニズムを解明することであった。パラリン

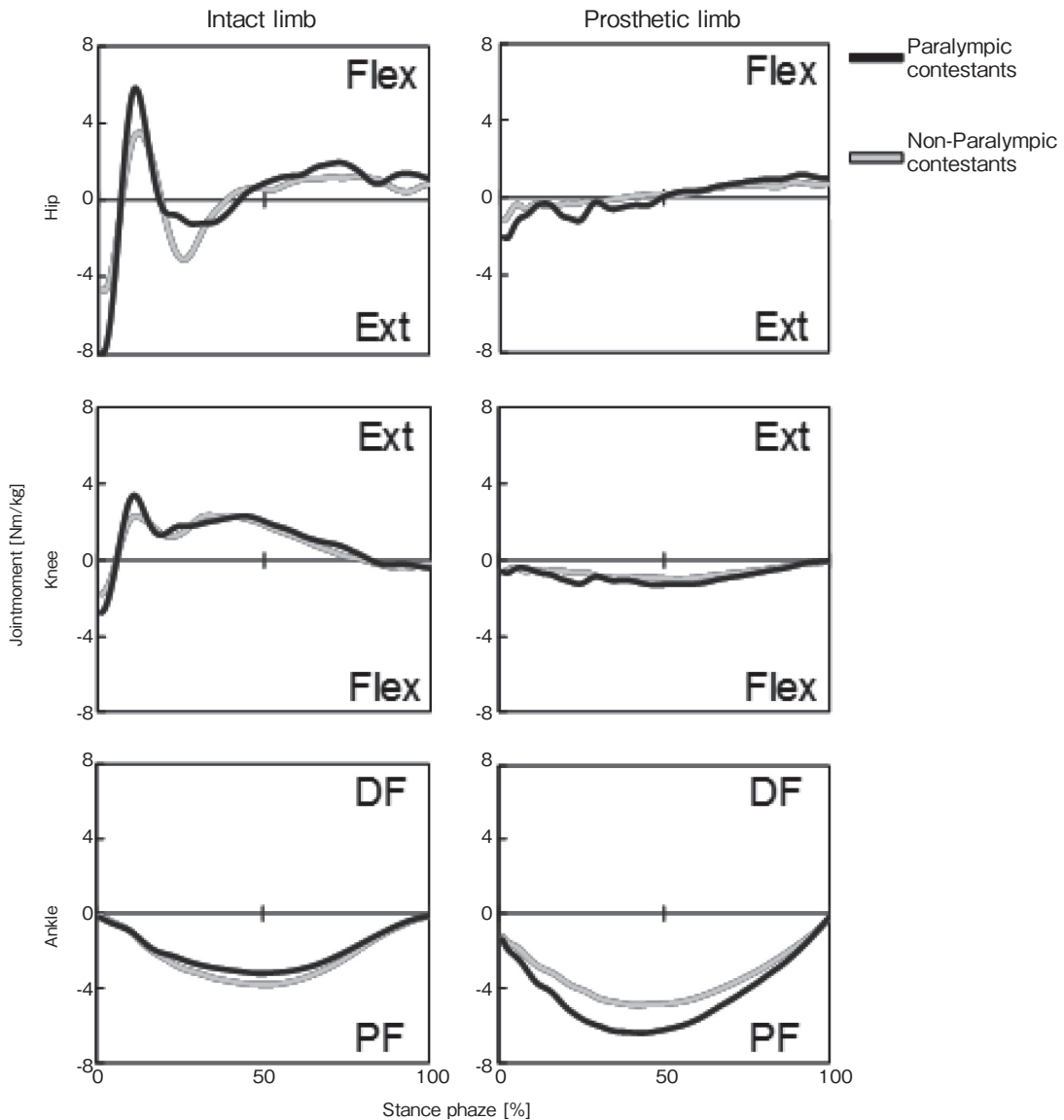


図2 全力疾走時の立脚期における関節モーメントの平均波形
Flex, Ext, DF, PF はそれぞれ屈曲, 伸展, 背屈, 底屈方向を示す。

表2 立脚期における関節モーメントの最大値(平均値(SD))

Joint	Moment	Paralympic contestants (n=4)		Non-paralympic contestants (n=10)	
		Intact limb	Prosthetic limb	Intact limb	Prosthetic limb
Hip	Flexion	6.44 (2.38)	1.57 (0.49)	5.43 (1.53)	1.10 (0.19)
	Extension	8.04 (2.01)	2.26 (1.19)	5.66 (1.54)	1.90 (1.14)
Knee	Flexion	2.75 (0.62)	1.52 (0.32)	1.90 (0.82)	1.44 (0.62)
	Extension	3.69 (0.68)	0.22 (0.17)	3.23 (0.62)	0.15 (0.21)
Ankle	Plantarflexion	3.21 (0.29)	6.44 (1.17)	3.80 (0.78)	5.01 (0.83)

Bold letters indicate significant difference between group ($p < 0.05$)

ピック出場群と不出場群で下肢三関節における関節モーメントを比較した結果, パラリンピック出場群は健側肢における股関節伸展モーメントおよび

義足肢における足関節底屈モーメントが有意に大きな値を示すことが確認された。これらの結果は, 大きな走速度を獲得している大腿切断者は股

関節の伸展モーメントが大きい、という仮説を一部支持するのであった。

まず股関節に着目すると、パラリンピック出場群は不出場群より健側肢における伸展モーメントのピーク値が大きな値を示した。また、図2を見るとピーク値は立脚初期に生じている。これは健常者のランニング時(3.50m/s～8.95m/s)および全力疾走時における関節モーメントを検証した先行研究と同様の傾向を示した^{22,23)}。立脚初期における地面反力ベクトルは股関節および膝関節の前方に位置することから、股関節屈曲方向・膝関節伸展方向への外部モーメントを生じる。これに拮抗する為に内部モーメントとしては、図2に示すような股関節伸展モーメントおよび膝関節屈曲モーメントが生じていると考えられる。また健常者を対象とした先行研究では、走速度増大と共に股関節モーメントも増大することが確認されている²²⁾。さらに下腿切断者を対象とした研究によると、健側肢における股関節の伸展モーメントが走速度獲得に貢献していることが報告されている¹³⁾。これらより、走速度の獲得には健側肢における股関節の伸展モーメントが重要であることが示唆された。

次に膝関節に着目すると、被験者群間で有意な差は確認されなかった。図2を見ると健側肢は立脚初期に屈曲モーメントを生じた後、伸展モーメントを生じていることが確認される。この結果は健常者と同様な結果を示した²²⁾。また先行研究によると、健常者は走速度を増大させても膝関節モーメントに有意な差は確認されなかった²²⁾。一方、義足肢に注目すると、大腿切断者は受動的な膝継手を使用しているため、随意的な制御ができない。また、大腿切断者はランニングの立脚期において、膝折れを防ぐ為に完全伸展位で接地していると報告されている^{3,4,24)}。こうした膝継手の機構は両群で共通しており、これらの理由から膝関節においては被験者群間で関節モーメントの

差が生じなかったと推察される。

最後に、足関節に着目すると、パラリンピック出場群は不出場群より有意に大きな底屈モーメントのピーク値を示した。これを説明するひとつの要因として、地面反力の大きさが挙げられる。スポーツ用義足を装着した下腿切断者の地面反力の最大値は、走速度増大と共に有意に増大することが示されている²⁵⁾。関節モーメントの算出は逆動力学に基づいているため、地面反力の大きさがこの結果に繋がったと推察される。二つ目の要因としては、スポーツ用義足の熟練度が挙げられる。下腿切断者の跳躍を調査した先行研究によると、跳躍距離が大きい選手ほど義足肢におけるスポーツ用義足の仕事量が大きいと報告されている²⁶⁾。つまり、パラリンピック出場者は不出場群よりも立脚前期にスポーツ用義足に荷重をし、弾性エネルギーの蓄積と放出をより利用することで推進力を得ていることが示唆された。

結 論

本研究の目的は、従来の生体力学手法に新たなモデリング技術を付与し、関節モーメントを算出することで、片側大腿切断者における走速度獲得メカニズムを解明することであった。本研究の結果から、大腿切断レベルのパラリンピック出場者は、立脚初期における健側肢の股関節伸展モーメントおよび義足肢における足関節底屈モーメントを大きく生じさせることで走速度を獲得していることが判明した。

謝 辞

本研究の実施にあたり、研究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心より御礼申し上げます。また、実験にご協力いただいた被験者の皆様、産業技術総合研究所の関係者様にも感謝申し上げます。

文 献

- 1) 東京オリンピック・パラリンピック競技大会組織委員会, 東京 2020大会開催基本計画, 13-14(2015)
- 2) 日本障害者スポーツ協会, 障害者スポーツの歴史と現状, 38-44(2012)
- 3) Buckley J.G., Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 80: 501–508(1999)
- 4) Burkett B., Smeathers J., Barker T., Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees, a biomechanical analysis, *Prosthet. Orthot. Int.*, 27: 36–47(2003)
- 5) Buckley J.G., Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses, *Clin. Biomech.*, 15: 352-358 (2000)
- 6) Makimoto A., Sano Y., Hashizume S., Murai A., Kobayashi Y., Takemura H., Hobara H., Ground reaction forces during sprinting in unilateral transfemoral amputees, *J. Appl. Biomech.*, 33: 406–409(2017)
- 7) 阿江通良, 藤井範久, スポーツバイオメカニクス 20講, 朝倉書店(2000)
- 8) David A., Winter, Biomechanics and motor control of human movement 4th edition, Round Flat(2009)
- 9) Huang L., Liu Y., Wei S., Li L., Fu W., Sun Y., Feng, Y., Segment-interaction and its relevance to the control of movement during sprinting, *J. Biomech.*, 46: 2018–2023(2013)
- 10) Hunter J.P., Marshall R.N., McNair P.J., Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running, *J. Biomech.*, 37: 1439–1446(2004)
- 11) Baum B.S., Hobara H., Koh K., Kwon H.J., Miller R.H., Shim J.K., Amputee Locomotion: Joint moment adaptations to running speed using running-specific prostheses after unilateral transtibial amputation, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, (2018)
- 12) Nolan L., A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation, *J. Rehabil. Med.*, 44: 241–248(2012)
- 13) Sanderson D.J., Martin P.E., Joint kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 77: 1279–1285 (1996)
- 14) 小林吉之, 保原浩明, 持丸正明, 歩行データベース (2015)
- 15) Rigney S.M., Simmons A., Kark L., A prosthesis-specific multi-link segment model of lower-limb amputee sprinting, *J. Biomech.*, 49: 3185–3193 (2016)
- 16) Hanavan E.P., A mathematical model of the human body, AMRL-TR-64-102. Aerospace 1–149(1964)
- 17) Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J.R., A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique, *Hum. Mov. Sci.*, 10: 575-587(1991)
- 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) Kuitunen S., Komi P.V., Kyröläinen H., Knee and ankle joint stiffness in sprint running, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 34:166–173(2002)
- 20) Vaughan N.D., Gamble J.B., The Modeling and Simulation of a Proportional Solenoid Valve, *J. Dyn. Syst. Meas. Control*, 118-120(1996)
- 21) Winter D.A., Human balance and posture control during standing and walking, *Gait Posture.*, 3: 193-214(1995)
- 22) Schache A.G., Blanch P.D., Dorn T.W., Brown N.A. T., Rosemond D., Pandy M.G., Effect of running speed on lower limb joint kinetics, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 43: 1260–1271(2011)
- 23) Sun Y., Wei S., Zhong Y., Fu W., Li L., Liu Y., How joint torques affect hamstring injury risk in sprinting swing-stance transition, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 47: 373–380(2015)
- 24) DiAngelo D.J., Winter D.A., Ghista D.N., Newcombe W.R., Performance assessment of the Terry Fox jogging prosthesis for above-knee amputees, *J. Biomech.*, 22(1989)
- 25) McGowan C.P., Grabowski A.M., McDermott W.J., Herr H.M., Kram R., Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses, *J. R. Soc. Interface*, 9: 1975–1982(2012)
- 26) Willwacher S., Funken J., Heinrich K., Müller R., Hobara H., Grabowski A.M., Brüggemann G.P., Potthast W., Elite long jumpers with below the knee prostheses approach the board slower, but take-off more effectively than non-amputee athletes, *Sci. Rep.*, 7: 1–16(2017)