

## 片側大腿切断者におけるランニング時の 着地衝撃に関連する障害リスク評価

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

### **The Effects of Running Speeds on Loading Rates in Individuals with Unilateral Transfemoral Amputation**

by

Ryo Amma, Hiroshi Takemura

*Tokyo university of science*

Hiroaki Hobara

*National Institute of Advanced Industrial Science and Technology*

#### ABSTRACT

For individuals with lower limb amputation, participating in physical activities such as running is expected to positively impact their quality of life. However, individuals with lower limb amputation, especially unilateral transfemoral amputation, may be exposed to a higher risk for musculoskeletal injury during running. Although the loading rate is one of the indicators to estimate the risk of musculoskeletal injury, the loading rate in individuals with unilateral transfemoral amputation at various running speeds remains unclear. This study aimed to evaluate the risk of musculoskeletal injury across a range of running speeds in individuals with unilateral transfemoral amputation by using the loading rate. Fourteen individuals with unilateral transfemoral amputation and 10 non-amputees ran on a split-belt force-instrumented treadmill at 4 running speeds (30%, 40%, 50%, and 60% of each subject's maximum speed). Loading rates

were calculated as the average and instantaneous slopes of the ground reaction force from touchdown to 50 ms. We found the loading rates in the unaffected limb were significantly greater than those in the affected and control limbs at all running speeds. In addition, the loading rates in the unaffected and affected limbs significantly increased with increasing running speed. The results of this study suggested that the risk for musculoskeletal injury during running in individuals with unilateral transfemoral amputation increased with increasing running speeds, especially in the unaffected limb.

キーワード

下肢切断者, 義足, 走動作, 地面反力, トレッドミル

Keyword

Amputees, Loading rate, Prostheses, Ground reaction force, Amputee locomotion

## 要 旨

本研究の目的は、片側大腿切断者におけるランニング動作を対象に、Loading rate を様々な速度で算出し、着地に伴って生じる筋骨格障害リスクを定量的に評価することであった。被験者は片側大腿切断者14名および健常者10名を動員し、4速度条件(30%, 40%, 50%, 60%)で、フォースプレート内蔵型トレッドミル上を走行させた。実験速度は、100 m走のベストタイムから算出された平均走速度を100%と定義し、これを基準に算出した。計測した鉛直地面反力から、健側肢、義足肢および健常者の脚におけるLoading rateを算出した。本研究の結果として、健側肢におけるLoading rateは、全ての速度で義足肢および健常者の脚よりも有意に大きかった。また健側肢および義足肢におけるLoading rateは、走速度漸増に伴って増加する傾向にあった。以上より、片側大腿切断者の健側肢では着地に伴って生じる筋骨格障害リスクが大きいこと、速度漸増に伴って健側肢および義足肢における筋骨格障害リスクが増大することが示唆された。

## 緒 言

下肢切断後におけるQOLは、モビリティレベルと強い相関があり<sup>1-3)</sup>、また運動参加によって向上することが報告されている<sup>4)</sup>。近年、炭素繊維製の競技用義足の普及によって、下肢切断者の運動参加が活発化している。2021年には東京2020オリンピック・パラリンピックが開催され、下肢切断者の運動参加が国内外を問わず注目を集めた。こうした下肢切断者の運動参加が盛り上がりを見せる一方で、運動に伴う筋骨格障害の発生が問題視されている。

下肢切断者は、日常生活下の歩行に伴う負荷蓄積によって、腰痛や膝の痛みが頻発していることが報告されている<sup>5-10)</sup>。そして下肢切断者の中でも、一側肢を膝関節より上位で切断した片側大腿切断者は、特にその傾向が顕著である<sup>5-10)</sup>。こうした二次的な筋骨格障害は、下肢への繰り返し荷重や<sup>6, 10-12)</sup>、健側肢への過荷重<sup>13)</sup>が誘因であると示唆されている。そしてランニング動作は、歩行よりも大きな荷重が下肢に加わると考えられる。実際に、片側大腿切断者の健側肢および義足肢の両方において、ランニング中の鉛直地面反力の最大値は、歩行中の2倍の大きさになるという

報告もある<sup>14)</sup>。また、片側大腿切断者を対象にしたランニング研究によると、健側肢の鉛直地面反力は義足肢よりも大きくなることが報告されている<sup>15,16)</sup>。また、下肢切断者の運動強度が増加することは、義足肢における褥瘡をはじめとした肌トラブルに繋がると考えられている<sup>17)</sup>。したがって、ランニング動作において、片側大腿切断者は高い筋骨格障害リスクに晒されていることが予想される。

筋骨格障害リスクを評価する指標の1つとして、接地初期における鉛直地面反力の時間変化率で定義される Loading rate が用いられている<sup>18,19)</sup>。一般的に、Loading rateの値が大きくなると、下肢に蓄積する力学的な負荷蓄積に繋がり、腰痛や膝の痛みなどをはじめとした筋骨格障害の潜在的なリスクが高まると考えられている<sup>20,21)</sup>。また健常者のランニングを対象にした研究において、Loading rateは脛骨へのストレスと関係があると示唆されている<sup>19)</sup>。

片側大腿切断者における筋骨格障害リスクを評価することは、臨床現場におけるリハビリテーションの改善や<sup>22)</sup>、最適な義足設計の一助となりうる<sup>23)</sup>。しかしながら、片側大腿切断者における Loading rateについては、不明な点が多い。

そこで本研究は、片側大腿切断者におけるランニング動作を対象に、Loading rateを様々な速度で算出し、着地に伴って生じる筋骨格障害リスクを定量的に評価することを目的とする。一側肢を膝関節より下位で切断した片側下腿切断者のランニング研究によると、健側肢における Loading rateは義足肢や健常者の脚よりも大きいことが報告されている<sup>18)</sup>。したがって本研究は、「片側大腿切断者の健側肢における Loading rateは、義足肢および健常者の脚よりも大きい」という仮説を検証した。

## 1. 方法

### 1.1 被験者

本実験には、日常的に走動作を行う片側大腿切断者14名（男性9名／女性5名）および健常者10名（男性6名／女性4名）が参加した（表1）。また片側大腿切断者の実験において、全ての被験者は普段から使用している運動靴、競技用義足を用いて実験を行った。実験に先立ち、被験者に対して本研究の目的、方法および計測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

本研究におけるランニング動作は、フォースプレート内蔵型トレッドミル（FTMH-1244WA、テック技販社製；図1）上で行った。本装置に内蔵されたフォースプレート（TF-40120-CL、TF-40120-CR、テック技販社製）を用いて、走動作中の鉛直地面反力を1000 Hzで記録した。計測に先立ち、全ての被験者はトレッドミル上での走動作に適應することを目的とした練習時間を設けた<sup>24)</sup>。さらに、全ての被験者は、転倒防止を目的とした装着型の安全ハーネス（MESH HARNESS、ミドリ安全社製）を着用した状態でランニングを行った。

実験速度は、各被験者における100 m走のベストタイム（表1）から算出された平均走速度を100%と定義し、これを基準に30%から60%まで10%ずつ漸増させた。これに対し、対照群である健常者では、各人の性別・年齢・身長・体重に最も近い片側大腿切断者と同じ走速度で実験を行った。そのため、両群における実験時走速度に有意差は認められなかった。

各試行において、走動作が安定した状態で計測

表 1 被験者特性

Participant	Sex	Age (years)	Height (m)	Mass (kg)	Time since amputation (years)	100-m Personal records(s)	Prosthetic knee unit	RSP model	Amputated limb	Cause of amputation
Individual with UTFA										
1	M	54	1.70	65.8	31	16.25	3S80	KATANA-β	Left	Trauma
2	M	34	1.61	58.6	21	17.82	3S80	1E91 Runner	Left	Sarcoma
3	M	23	1.68	55.7	20	17.24	3S80	1E90 Sprinter	Left	Cancer
4	M	42	1.67	57.2	6	17.66	3S80	1E90 Sprinter	Left	Cancer
5	M	17	1.77	84.0	3	14.59	3S80	1E90 Sprinter	Left	Congenital
6	M	26	1.75	66.0	5	14.08	3S80	1E90 Sprinter	Right	Trauma
7	F	21	1.49	44.3	9	20.66	3S80	1E90 Sprinter	Right	Sarcoma
8	F	21	1.52	51.5	5	21.05	3R95	1E90 Sprinter	Left	Sarcoma
9	F	19	1.56	58.8	13	16.86	3S80	1E91 Runncr	Right	Trauma
10	F	27	1.54	45.9	1	22.40	3S80	Flex-Run	Right	Trauma
11	M	36	1.61	60.1	18	18.86	3S80	1E91 Runncr	Right	Trauma
12	M	26	1.71	65.6	4	16.02	3S80	1E91 Runncr	Left	Trauma
13	F	29	1.64	63.2	12	14.61	3S80	1E91 Runncr	Left	Trauma
14	M	24	1.60	61.1	6	16.13	3S80	1E91 Runncr	Right	Trauma
Mean		28.5	1.63	59.8	11					
SD		10.1	0.09	9.7	9					
Control										
1	M	51	1.67	65.3						
2	M	33	1.80	71.6						
3	M	24	1.64	59.0						
4	M	41	1.71	73.2						
5	M	22	1.70	63.1						
6	M	26	1.72	71.6						
7	F	21	1.57	62.5						
8	F	23	1.59	54.2						
9	F	21	1.59	58.3						
10	F	27	1.63	52.9						
Mean		28.9	1.66	63.2						
SD		10.0	0.07	7.3						

各群における被験者番号は性別・年齢・身長・体重が対応するように記載されており、当該番号同士は同じ走速度で測定したことを意味している。

を開始し、片側大腿切断者の健側肢、義足肢および健常者の脚について、トレッドミル上でそれぞれ連続した5歩を計測した。尚、健常者の脚の解析には、健常者の右脚のデータを用いた。また疲労の影響を排除するため、各試行の間には十分な休憩時間を設けた。

### 1. 3 データ収集および解析

計測した鉛直地面反力は、カットオフ周波数 25 Hz の fourth-order Butterworth low-pass filter を用いて平滑化した。そして平滑化した鉛直地面反力に対して 40 N の閾値を設定し、閾値以上であれば立脚期であると判断した。そして、平滑化した鉛直地面反力を各被験者の体重で除すことで正規化し、Vertical average loading rate (VALR) および Vertical instantaneous loading rate (VILR) という2つの方法でLoading rateを算出した。VALR

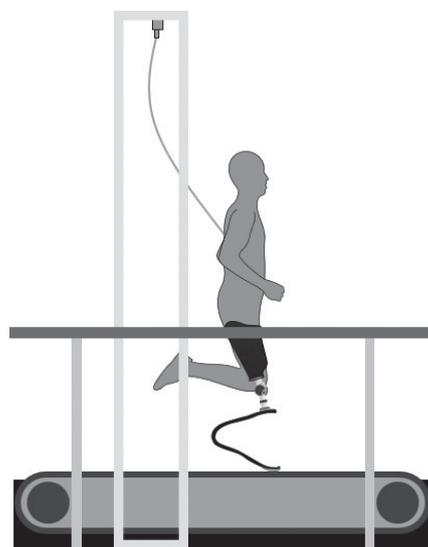


図1 フォースプレート内蔵型トレッドミルを用いた実験の概略図

の定義は、脚の接地から 50 ms までの鉛直地面反力の平均の傾きとした<sup>25)</sup>。また、VILR の定義は、

脚の接地から 50 ms までにおける、鉛直地面反力の最大の傾きとした<sup>26)</sup>。

VALR および VILR について、被験者全体の平均値および標準偏差を算出した。また Shapiro-Wilk の正規性検定を用いて、各変数の正規性を確かめた。その結果 VALR および VILR ともに正規性が認められたため、脚 (3 水準: 健側肢, 義足肢, 健常者の脚) を対応のない要因, 速度 (4 水準: 30%, 40%, 50%, 60%) を対応のある要因として、二元配置分散分析を行った。分散分析の結果について、速度については Mauchly の球面性検定を行い、球面性の仮定が棄却された場合 Greenhouse-Geisser のイプシロンを利用して自由度を修正した。二元配置分散分析の結果、脚もしくは速度の主効果、また脚と速度の交互作用が有意であった場合、事後検定として Bonferroni 法を用いて、多重比較を行なった。全ての統計解析には SPSS for Windows ソフトウェア (Version 26.0, IBM 社製) を用いた。また多重比較検定には Bonferroni の調整を用い、全ての解析について危険率 5% 水準を統計的に有意とした。

## 2. 結果

図2に走速度変化に対する VALR および VILR

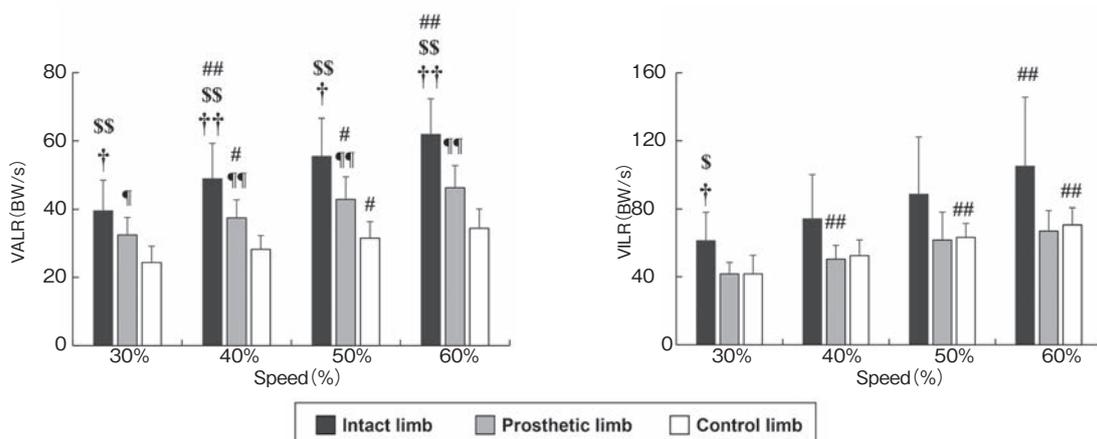


図2 30%から60%までの走速度における VALR (左図) および VILR (右図) の結果

黒色、灰色および白色はそれぞれ健側肢、義足肢および健常者の脚の値を表す。† 健側肢と義足肢の有意差について、\$は健側肢と健常者の脚の有意差について、‡は義足肢と健常者の脚の有意差について表している。#はある速度における値と直前の速度との有意差について表す。いずれの場合も、記号 1つは  $P < 0.05$  を、2つは  $P < 0.01$  を表す。

の変化を示す。まず VALR について、二元配置分散分析の結果、脚および速度の両要因について、有意な主効果が認められた (脚:  $F(2.000, 18.000) = 40.423, P < 0.001$ , 速度:  $F(3.000, 27.000) = 75.858, P < 0.001$ )。さらに、脚と速度の有意な交互作用が認められた ( $F(2.766, 24.898) = 4.176, P = 0.018$ )。多重比較検定の結果、全ての走速度において、健側肢における VALR は義足肢および健常者の脚よりも有意に大きかった ( $P \leq 0.021$ )。また、全ての走速度において、義足肢における VALR は健常者の脚よりも有意に大きかった ( $P \leq 0.032$ )。さらに、健側肢の VALR は、走速度漸増に伴い増加する傾向にあった。同様に、義足肢および健常者の脚における VALR も、それぞれ増加する傾向にあった。

次に VILR について、二元配置分散分析の結果、脚および速度の両要因について、有意な主効果が認められた (脚:  $F(1.295, 11.655) = 7.212, P < 0.001$ , 速度:  $F(1.446, 13.011) = 60.622, P < 0.001$ )。しかしながら、脚と速度に有意な交互作用は認められなかった ( $F(1.877, 16.893) = 1.406, P = 0.271$ )。多重比較検定の結果、全ての走速度において、健側肢における VILR は義足肢および健常者の脚よりも高値を示したが、統計的有意差を有していたのは 30% の速度のみであった ( $P < 0.05$ )。一方、全て

の走速度において、義足肢と健常者の脚におけるVILRに有意差は認められなかった。また、健側肢、義足肢および健常者の脚において、VILRが走速度漸増に伴い増加する傾向にあった。

### 3. 考 察

本研究の目的は、片側大腿切断者におけるランニング動作を対象に、Loading rateを様々な速度で算出し、着地に伴って生じる筋骨格障害リスクを定量的に評価することであった。ランニング動作中におけるLoading rateを比較した結果、健側肢および義足肢におけるVALRは、全ての速度において健常者の脚よりも大きかった。また、健側肢におけるVILRは、低速域(30%)において義足肢および健常者の脚よりも有意に大きかった。同様の傾向は走速度漸増下でも観察されたが、統計的に有意な差はなかった。これらの結果は、「片側大腿切断者の健側肢におけるLoading rateは、義足肢および健常者の脚よりも大きい」という仮説を概ね支持するものであった。

図2に示すように、全ての走速度において、健側肢におけるVALRは義足肢および健常者の脚よりも大きかった。一方、健側肢におけるVILRは、全速度域で義足肢および健常者の脚よりも大きい値を示す傾向にあったが、統計的有意差を確認できたのは30%速度のみであった。健側肢におけるLoading rateが他の脚よりも大きくなる傾向は、膝よりも下で下肢を切断した片側下腿切断者の傾向と同様であった<sup>18)</sup>。Loading rateが大きいことは、脛骨疲労骨折や足底筋膜炎といった筋骨格障害リスクの誘因となると考えられている<sup>19, 27)</sup>。したがって本研究の結果は、健側肢における着地に伴って生じる筋骨格障害リスクが他の脚よりも大きいことを示唆している。

健側肢におけるLoading rateが大きくなる原因の1つとして、義足肢における筋萎縮が考えられる。実際に、大腿切断後の大腿部は、健側肢と比

べて筋断面積が約72%小さいことが報告されている<sup>28)</sup>。加えて、片側大腿切断者の全力疾走時における鉛直地面半力は、義足肢の方が健側肢よりも小さいことが知られている<sup>15)</sup>。このような形態・機能的な左右脚差が、結果として健側肢におけるLoading rateを増大させ、着地に伴って生じる筋骨格障害リスクの増大に関与しているかもしれない。

義足肢におけるVILRは健常者の脚と差がなかった一方、VALRでは全ての速度で有意差が観察された(図2)。この結果は、同等の運動強度でランニングを行った場合、義足肢における着地に伴って生じる筋骨格障害リスクが、健常者と同等もしくは相対的に高い状態にあることを示唆している。前述したように、本研究では健側肢におけるLoading rateが、全速度域で、義足側および健常者の脚よりも高値を示していた(図2)。したがって、片側大腿切断者は、相対的に健常者以上に筋骨格系障害リスクにさらされている可能性が高く、ランニング実施時の障害予防策とケアがより必要だと考えるべきであろう。

また、図2に示すように、走速度漸増に伴い、全ての脚におけるVALRおよびVILRは増加する傾向にあった。走速度増加に伴ってLoading rateが増加する傾向は、健常者や下腿切断者で観察された先行研究の結果と一致するものであった<sup>18, 29, 30)</sup>。こうした結果は、スポーツ用義足を装着した片側大腿切断者に関して、健側肢および義足肢のいずれにおいても、走速度漸増に伴って着地に伴って生じる筋骨格障害リスクが増大していく可能性が示唆された。

現在まで、スポーツ用義足を装着した下肢切断者に関する生体力学研究の多くは走パフォーマンス向上に主眼が置かれており、その障害発生リスクを定量評価した研究は極めて少ない。そのため、障害予防に必要な手立てを論じることは難しいが、片側大腿切断者がランニングを行う際には、

運動強度をコントロールすることと、運動後のケアを健常者以上に重要視することかもしれない。

#### 4. 結 論

本研究の目的は、片側大腿切断者におけるランニング動作を対象に、Loading rate を様々な速度で算出し、着地に伴って生じる筋骨格障害リスクを定量的に評価することであった。本研究の結果から、片側大腿切断者の健側肢における筋骨格障害リスクは、義足肢や健常者よりも大きいことが明らかになった。また、走速度漸増に伴い、片側大腿切断者の健側肢および義足肢における着地に伴って生じる筋骨格障害リスクは増大することが明らかになった。

#### 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) Asano M., Rushton P., Miller W.C., Deathe B.A. Predictors of quality of life among individuals who have a lower limb amputation. *Prosthet. Orthot. Int.* 32 (2) :231-43 (2008)
- 2) Pell J.P., Donnan P.T., Fowkes F.G., Ruckley C.V. Quality of life following lower limb amputation for peripheral arterial disease. *Eur. J. Vasc. Surg.* 7 (4) :448-451 (1993)
- 3) Wurdeman S.R., Stevens P.M., Campbell J.H. Mobility Analysis of AmpuTees (MAAT I) : Quality of life and satisfaction are strongly related to mobility for patients with a lower limb prosthesis. *Prosthet. Orthot. Int.* 42 (5) :498-503 (2018)
- 4) Asken, M. J. The challenge of the physically challenged: Delivering sport psychology services to physically disabled athletes. *The sport psychologist* 5 (4) : 370-381 (1991) .

- 5) Struyf P.A., van Heugten C.M., Hitters M.W., Smeets R.J. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90 (3) :440-446 (2009)
- 6) Norvell D.C., Czerniecki J.M., Reiber G.E., Maynard C., Pecoraro J.A., Weiss N.S. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 86 (3) :487-493 (2005)
- 7) Smith D.G., Ehde D.M., Legro M.W., Reiber G.E., del Aguila M., Boone D.A. Phantom limb, residual limb, and back pain after lower extremity amputations. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (361) :29-38 (1999)
- 8) Ehde D.M., Smith D.G., Czerniecki J.M., Campbell K.M., Malchow D.M., Robinson L.R. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 82 (6) :731-734 (2001)
- 9) Hammarlund C.S., Carlström M., Melchior R., Persson B.M. Prevalence of back pain, its effect on functional ability and health-related quality of life in lower limb amputees secondary to trauma or tumour: a comparison across three levels of amputation. *Prosthet. Orthot. Int.* 35 (1) :97-105 (2011)
- 10) Highsmith M.J., Goff L.M., Lewandowski A.L., et al. Low back pain in persons with lower extremity amputation: a systematic review of the literature. *Spine J.* 19 (3) :552-563 (2019)
- 11) Radin E.L., Paul I.L., Rose R.M. Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. *Lancet.* 1 (7749) :519-522 (1972)
- 12) Kerin A.J., Coleman A., Wisnom M.R., Adams M.A. Propagation of surface fissures in articular cartilage in response to cyclic loading in vitro. *Clin. Biomech.* ;18 (10) :960-968 (2003)
- 13) Nolan L., Wit A., Dudziński K., Lees A., Lake M., Wychowański M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture.* 17 (2) :142-151 (2003)
- 14) Burkett B., Smeathers J., Barker T. Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees, a biomechanical analysis. *Prosthet. Orthot. Int.* 27 (1) :36-47 (2003)
- 15) Makimoto A., Sano Y., Hashizume S., et al. Ground

- Reaction Forces During Sprinting in Unilateral Transfemoral Amputees. *J. Appl. Biomech.* **33** (6) :406-409 (2017)
- 16) Sakata H., Hashizume S., Takemura H., Hobara H. A Limb-specific Strategy across a Range of Running Speeds in Transfemoral Amputees. *Med. Sci. Sports Exerc.* **52** (4) :892-899 (2020)
- 17) Dudek N.L., Marks M.B., Marshall S.C., Chardon J.P. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **86** (4) :659-663 (2005)
- 18) Hobara H., Baum B.S., Kwon H.J., et al. Amputee locomotion: lower extremity loading using running-specific prostheses. *Gait Posture.* **39** (1) :386-390 (2014)
- 19) Milner C.E., Ferber R., Pollard C.D., Hamill J., Davis I.S. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* **38** (2) :323-328 (2006)
- 20) Mündermann A., Dyrby C.O., Andriacchi T.P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum.* **52** (9) :2835-2844 (2005)
- 21) Russell Esposito E., Aldridge Whitehead J.M., Wilken J.M. Sound limb loading in individuals with unilateral transfemoral amputation across a range of walking velocities. *Clin. Biomech.* **30** (10) :1049-1055 (2015)
- 22) Gailey R., Allen K., Castles J., Kucharik J., Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J. Rehabil. Res. Dev.* **45** (1) :15-29 (2008)
- 23) Price M.A., Beckerle P., Sup F.C. Design Optimization in Lower Limb Prostheses: A Review. *IEEE Trans Neural Syst. Rehabil. Eng.* **27** (8) :1574-1588 (2019)
- 24) Zeni J.A. Jr., Higginson J.S. Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clin. Biomech.* **25** (4) :383-386 (2010)
- 25) Giandolini M., Arnal P.J., Millet G.Y., et al. Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *Eur. J. Appl. Physiol.* **113** (3) :599-609 (2013)
- 26) Strike S.C., Wickett O., Schoeman M., Diss C.E. Mechanisms to absorb load in amputee running. *Prosthet. Orthot. Int.* **36** (3) :318-323 (2012)
- 27) Pohl M.B., Hamill J., Davis I.S. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clin. J. Sport Med.* **19** (5) :372-376 (2009)
- 28) Sherk V.D., Bemben M.G., Bemben D.A. Interlimb muscle and fat comparisons in persons with lower-limb amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **91** (7) :1077-1081 (2010)
- 29) Keller T.S., Weisberger A.M., Ray J.L., Hasan S.S., Shiavi R.G., Spengler D.M. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin. Biomech.* **11** (5) :253-259 (1996)
- 30) Munro C.F., Miller D.I., Fuglevand A.J. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J. Biomech.* **20** (2) :147-155 (1987)