

生体力学手法による大腿義足ランナーの 膝折れリスク評価と影響因子の解明

東京工業大学 久野元気
(共同研究者) 同 中島 求
産業技術総合研究所 保原浩明

Factors Associated with Prosthetic Knee Buckling during Running in Unilateral Transfemoral Amputees

by

Genki Hisano, Motomu Nakashima

Tokyo Institute of Technology

Hiroaki Hobara

National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

ABSTRACT

Individuals with limb amputations appear to benefit both physically and psychologically from participation in sports and/or regular physical activity, leading to a healthy lifestyle. However, individuals with unilateral transfemoral amputations (UTFA) have difficulties in preventing falls due to prosthetic knee buckling, defined as the sudden loss of postural support during weight-bearing activities. Despite the risk of prosthetic knee buckling can be evaluated by the prosthetic knee angular impulse (PKAI) during the stance phase, little is known about the factors associated with PKAI in individuals with UTFA. Therefore, the aim of this study was to investigate the demographic factors associated with prosthetic knee buckling risk in runners with UTFA. Fourteen participants with UTFA performed running on a 40-m of runway, where seven force platforms and optical motion capture cameras. We quantified the risk

of knee buckling as prosthetic external knee flexion angular impulse, which is the time integral of external knee flexion moment during the stance phase of prosthetic limb. We used the Pearson's correlation coefficients to examine the relationship between the demographic data and risk of knee buckling. Only the body mass and body height had the significant negative correlation with the risk of knee buckling. These results suggest that unilateral transfemoral amputees with a smaller body height and body mass may be exposed to a higher risk of prosthetic knee buckling during running.

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時の膝折れリスクを定量評価し、属性情報〔身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴〕との関係を明らかにすることであった。被験者は片側大腿切断者14名とした。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。立脚期における膝折れリスクの指標として、義足膝関節の角力積を逆動力学解析によって算出した。相関分析の結果、属性情報のうち身長と体重のみが膝関節角力積と有意な負の相関関係にあることが確認された。これらの結果は、身長がより低く、かつ、体重がより軽い大腿義足ランナーほど、より高い膝折れリスクに晒されていることを示唆している。

緒 言

近年、炭素繊維強化プラスチック製のランニング用義足の普及により、下肢切断者の運動参加が活発化している。こうした運動機会の創出は下肢切断者のQOL向上に大きく貢献するといわれる一方^{1,2)}、運動に伴う障害リスク評価に関する知見は極めて乏しい。下肢切断者が安全、且つ、継続してスポーツを楽しむ為に必要な、義足選定や運動指導、環境管理を実現するためにも、ランニング用義足装着時の障害リスクを評価する研究の

必要性が指摘されている。

下肢切断者の中でも片側大腿切断者の走動作には、立脚中に「膝折れ」という現象が頻発する。膝折れとは、立脚初期から中期にかけて、膝継手に外部から屈曲モーメントが生じ、義足肢の膝関節（膝継手）が急激に屈曲する現象である³⁾。健常者では、膝伸展筋群の遠心性収縮により、こうした屈曲モーメントに対して抗うような膝伸展モーメントを能動的に発揮することができるため、膝が屈曲を起こしても正常に走動作を行うことができる。しかしながら、大腿切断者は随意的な屈曲・伸展機能を有さない受動的な膝継手を使用しているため、膝継手が屈曲を起こしてしまう⁴⁾。結果として、膝折れ発生時に身体を支えることができず、転倒を引き起こす危険性が生じる。膝折れは、転倒恐怖感やその後の心理的な行動制限に繋がることが報告されている^{5,6)}。しかしながら、片側大腿切断者における走動作時の膝折れリスクを定量評価した知見は極めて少ない。

立脚期における膝折れリスクを評価するための力学指標のひとつに、角力積がある。先行研究において、大腿切断者はランニング時の立脚期において、膝折れを防ぐ為に義足肢の膝関節（膝継手）を完全伸展位に保つことが報告されている^{7,8,9)}。これは、接地時に膝継手が屈曲しないための運動方略の一環と言える。力学的に、膝継手の屈曲角度を生じさせるのは、屈曲角速度である¹⁰⁾。角運動量と角力積の関係から、義足膝関節の屈曲角

表 1 被験者特性

Participant	Gender	Amputated side	Height (cm)	Mass (kg)	Age (yn)	Time since amputation (yn)	100-m personal record(s)	Residual limb length	Prosthetic knee unit	Prosthetic foot
1	M	L	176	63.0	24	2.7	22.00	Long TF	3R95	KATANA (cat.8)
2	M	L	167	57.2	42	6	17.66	Long TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.2)
3	M	L	170	66.6	52	29	16.78	KD	3S80	Sprinter 1E90 (cat.3)
4	M	R	178.5	63.6	44	28	23.00	Short TF	3S80	KATANA (cat.8)
5	F	R	148.5	43.9	38	15	17.41	Long TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.2)
6	M	L	167	56.4	21	18	16.81	Short TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.3)
7	M	L	168	67.7	43	16	15.73	Middle TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.3)
8	F	R	149	44.4	21	9	20.66	Short TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.1)
9	M	L	167	62.0	33	16	12.61	Long TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.3)
10	F	R	156	47.4	32	6.5	18.16	Middle TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.2)
11	F	R	156	58.3	18	3.5	17.60	Middle TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.2)
12	M	L	180	83.7	32	24	12.11	KD	3S80	Runner (cat.3)
13	M	R	175	66.0	26	5.2	14.08	Middle TF	3S80	Sprinter 1E90 (cat.3)*
14	M	L	161	58.7	34	21	17.82	Middle TF	3S80	Runner (cat.5)
Mean			165.6	59.9	32.9	14.3	17.3			
SD			9.9	10.1	9.8	8.7	3.0			

速度を生じさせるのは、屈曲角力積である。したがって、立脚期中の膝関節屈曲角力積は、実際に膝折れを引き起こすのに必要な角力積と直接関係している。そのため、膝関節角力積は、片側大腿切断者の走動作中における膝折れリスクを定量評価するための力学指標となりうる。

こうした膝折れリスク指標である角力積と関連のある指標を解明することは、義足ランナーによる運動の安全管理上、極めて重要な意味を持つ。過去、膝折れリスクと関連のある因子として、臨床現場で簡易に収集可能な属性情報が挙げられている。先行研究では、身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴などが下肢切断者の移動能力と関連を持つことが示されている^{11, 12, 13)}。そこで本研究の目的は、片側大腿切断者におけるランニング時の膝折れリスクを算出し、膝折れ関連因子(身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴)との関係を明らかにすることを目的とする。

本研究では「身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴が膝折れリスクと関連がある」という仮説を検証した。

1. 方法

1. 1 被験者

被験者は、日常的に走動作を行っている片側大腿切断者14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板バネ足部を使用しており、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所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

実験装置は屋内走行路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。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2000Hzとした。また、関節角度および関節モーメント算出に必要な三次元マーカ座標を取得するために三

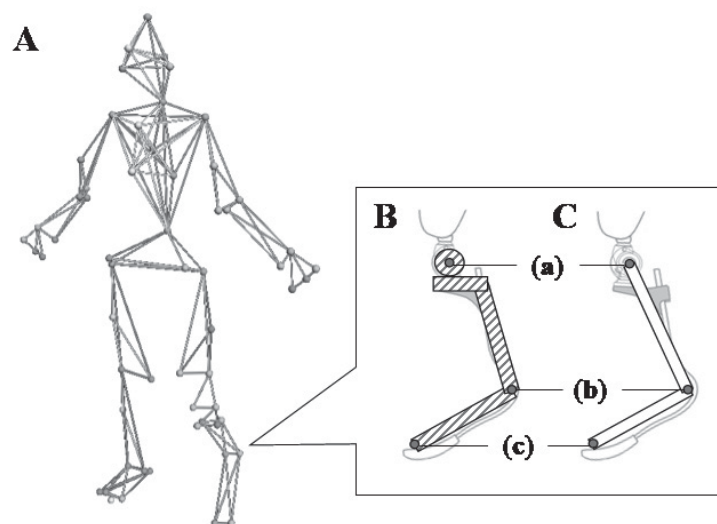


図1 反射マーカ位置および義足の力学モデル定義
 A:全身マーカ位置 B:幾何近似に使用した義足モデル C:下腿部および足部で構成された剛体モデル
 (a):膝継手中心 (b):板バネ足部の最大曲率点 (c):板バネ足部の先端部

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200Hz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22mであり、走路全体の距離として45m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、板バネ足部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、被験者が疲労を感じないように試行を実施した。

本計測で使用したマーカ位置の、解剖学的な部

位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⁾、義足肢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。また板バネ足部は解剖学的足関節中心とみなした最大曲率点を含む計6点に貼付した^{15,16,17)}。

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) を用いた。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発表している資料の値を使用し、板バネ足部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、Hanavan¹⁸⁾ 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²¹⁾。加えて、義足肢の長さ条件を Grabowski, et al.²⁰⁾ 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位置を算出した。

1. 4 データ収集および解析

被験者の属性情報(身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴)に関するデータは、聞き取り調査によって、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75Hz¹⁰⁾、マーカの位置座標は20Hz¹⁹⁾とした。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、義足肢における膝関節モーメントを立脚期において算出し、立脚期中の膝関節角力積(モーメントの時間積分値)を求めた(図2)。積分区間は、立脚期の0~100%とした。

算出した義足肢膝関節角力積と属性情報との相関をとるため、ピアソンの積率相関係数を用いた。

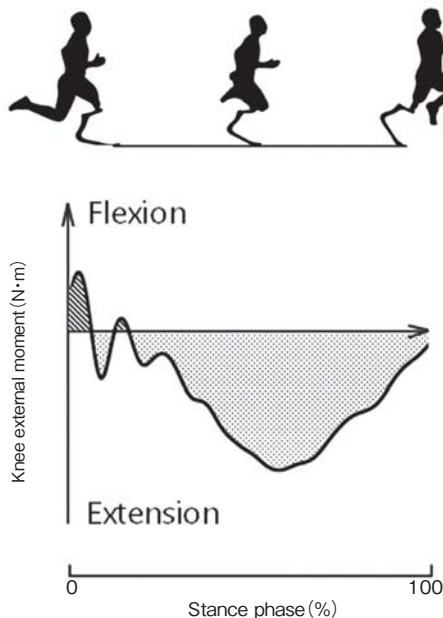


図2 立脚期中における義足肢膝関節周りのモーメントの代表波形
斜線/点線部分はそれぞれ、屈曲/伸展角力積を示す

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

図3に膝関節外部モーメントの角力積と身長・体重との散布図を示す。まず身長との相関係数、危険率はそれぞれ $r=-0.60$, $p=0.023$ となり、身長とは有意な負の相関があることが確認された。次に、体重との相関係数、危険率はそれぞれ $r=-0.66$, $p=0.010$ となり、体重とも有意な負の相関があることが確認された。

次に、年齢・切断歴・義足の使用歴との相関を示す。まず年齢との相関係数および危険率はそれぞれ $r=0.02$, $p=0.941$ となり、年齢との相関は確認されなかった。切断歴との相関係数および危険率はそれぞれ $r=-0.18$, $p=0.533$ となり、切断歴との相関も確認されなかった。最後に、義足使用歴との相関係数および危険率はそれぞれ $r=0.20$, $p=0.504$ となり、義足使用歴との相関も確認されなかった。

3. 考察

本研究の目的は、片側大腿切断者の全力疾走時における膝折れリスクを生体力学的手法で定量評価し、属性情報(身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴)との関係を明らかにすることであった。相関分析の結果、身長と体重のみが膝関節角力積と有意な負の相関を持つことが確認された。これらの結果は、「身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴が膝折れリスクと関連性を持つ」という仮説を一部支持するものであった。

図3に示すように、被験者の身長と体重が膝関節角力積と有意な負の相関を持つことが示された。一般的に、大腿切断者が立脚期に膝伸展位を保持するためには、義足側の股関節伸展筋を収縮

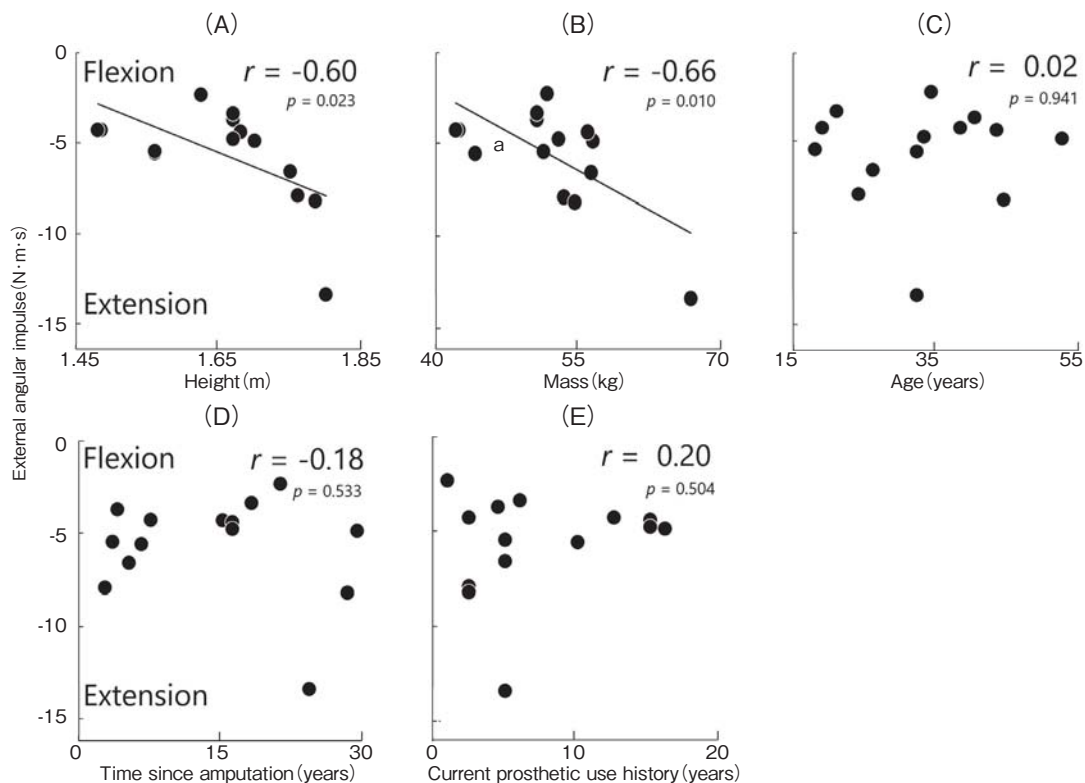


図3 膝関節角力積と属性情報〔身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴〕との相関分析の結果

させる必要がある。このとき、身長がより高く、且つ、体重がより重いほど発揮できる下肢関節モーメントは大きくなりうる事が知られている²²⁾。したがって、身長が高く、体重が重いほうが、義足膝関節においてより大きな外部伸展角力積を受け、膝折れリスクの低い走動作を実現できていると考えられる。以上のことから、走動作中の膝折れリスクを低減するためには、1) ある程度の身体サイズ(体格)を有していること、および2) 義足肢における股関節伸展筋力の向上が重要であることが示唆された。

現行の市場で入手可能な足部やソケット、パイプなどのパーツとは異なり、膝関節の役割を担う膝継手のサイズ・重量は、切断者個人の身長や体重を基準にして選ぶことができないことが多い。そのため、小柄な切断者と比較して、大柄な切断者にとっては、同じ膝継手であっても相対的な重

量がより軽くなる。したがって、体格の大きい切断者の方が、膝継手をより効率よく使いこなすことができるかもしれない。この点で運動参加機会・競技力向上に関する潜在的な有利性があるかもしれない。大腿切断者の歩行を対象とした先行研究においては、高重量の膝継手を使った時ほど、立脚期中における膝関節完全伸展が難しくなることが示唆されている²³⁾。そのため、膝継手の形状・重量に関する部品サイズの選択肢を、より豊富にしていくことが、大腿切断者の膝折れリスク低減に繋がっていくと考えられる。

本研究では、年齢は膝関節角力積と有意な相関関係を持たないことが明らかとなった。その原因の一つとして、本研究における被験者の年齢層が、先行研究で対象とされている集団よりも相対的に若年齢であったことが考えられる。移動能力が低下する要因の一つとして、下肢筋力の低下がある

が²⁴⁾、こうした筋力は、加齢とともに低下する傾向にあることは広く知られている^{25, 26)}。特に、移動を支える上で必要不可欠な下肢筋力は、50歳代から大きく低下する傾向にある²⁶⁾。本研究における被験者の年齢層は、 32.9 ± 9.8 歳であったことを考慮すると、年齢による下肢筋力の低下が生じていなかったであろうことが考えられる。また、切断歴・義足の使用歴も、膝関節角力積と有意な相関を持たなかった。これらは、義足ランナーの年齢・切断年数・義足の使用歴等の、個人のタイムヒストリーでは、走動作中の膝折れリスクを予測出来ないということを示唆している。

4. 結 論

本研究の目的は、片側大腿切断者の全力疾走時における膝折れリスクを算出し、膝折れ関連因子〔身長・体重・年齢・切断歴・義足の使用歴〕との関係を明らかにすることであった。本研究の結果から、身長がより低く、かつ、体重がより軽い大腿切断者は、より高い膝折れリスクに晒されていることが明らかとなった。

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) M.J. Asken, The challenge of physically challenged: Delivering sport psychology services to physically disabled athletes, *The Sport Psychologist*, 5, pp.370-381(1991)
- 2) E.M. Blinde, L.R. McClung, "Enhancing the physical and social self through recreational activity: Accounts of individuals with physical disabilities, *Adapted Physical Activity Quarterly*, 14.4, pp. 327-344(1997)
- 3) 川村次郎, 陳隆明, 古川宏, 林義孝, "義士装具学" 第4版(2015)
- 4) K.R. Kaufman, J.A. Levine, R.H. Brey, B.K. Iverson, S.K. McCrady, D.J. Padgett, M.J. Joyner: Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees, *Gait. & Posture*, 26, 489-493 (2007)
- 5) Nevitt M.C., Tolstykh I., SHAKOOR N., NGUYEN U.D.T., SEGAL N.A., LEWIS C., FELSON D.T.: Symptoms of Knee Instability as Risk Factors for Recurrent Falls, *Arthritis Care & Research*, 68, No. 8, August, pp 1089-1097(2016)
- 6) Nguen U.D.T., Felson D.T., Niu J., White Dk, Segal N.A., Lewis C.E., Rasmussen M., Nevitt M.C.: The impact of knee instability with and without buckling on balance confidence, fear of falling and physical function: the Multicenter Osteoarthritis Study, *Osteoarthritis and Cartilage*, 22, 527-534(2014)
- 7) Buckley J.G., Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 80: 501-508(1999)
- 8) 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)
- 9) 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)
- 10) R.C. Hibbeler, Engineering mechanics: statics and dynamics (13th edition). New Jersey: Prentice Hall (2012)
- 11) Hisano G., Hashizume S., Murai A., Kobayashi Y., Nakashima M., Hobara H., Relationships between body size and knee buckling risk during walking in unilateral transfemoral amputees, *World Congress of Biomechanics*, (WCB, 2018)
- 12) H. Hobara, Y. Kobayashi, S. Tominaga, T. Nakamura, N. Yamasaki, T. Ogata, Factors affecting stair-ascent patterns in unilateral transfemoral amputees, *Prosthet. Orthot. Int.*, 37, 222-226(2013)
- 13) E.M. Puhalski, D.M. Taylor, T.M. Poulin, How are transfemoral amputees using their prosthesis in Northwestern Ontario?, *J. Prosthetics Orthot.*, 20, 53-60(2008)
- 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) Buckley, J.G., Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses, *Clin. Biomech.*, **15**: 352-358 (2000)
 - 17) 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)
 - 18) Hanavan E.P., A mathematical model of the human body, *AMRL-TR-64-102*. Aerospace 1-149(1964)
 - 19) 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)
 - 20) 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)
 - 21) Kuitunen S., Komi P.V., Kyröläinen H., Knee and ankle joint stiffness in sprint running, *Med. Sci. Sports Exerc.*, **34**:166-173 (2002)
 - 22) J.R. Baxter, S.J. Piazza, Plantar flexor moment arm and muscle volume predict torque-generating capacity in young men, *J. Appl. Physiol.*(1985). **116**, 538-544 (2014)
 - 23) M. Hekmatfard, F. Farahmand, I. Ebrahimi, Effects of prosthetic mass distribution on the spatiotemporal characteristics and knee kinematics of transfemoral amputee locomotion, *Gait Posture.*, **37**, 78-81 (2013)
 - 24) Visser M., Goodpaster B.H., Kritchevsky S.B., Newman A.B., Nevitt M., Rubin S.M., Simonsick E.M., Harris T.B.: Muscle Mass, Muscle Strength, and Muscle Fat Infiltration as Predictors of Incident Mobility Limitations in Well-Functioning Older Persons. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, **60A**, No. 3, 324-333 (2005)
 - 25) Klitgaard H., Ausoni S., Damiani E.: Sarcoplasmic reticulum of human skeletal muscle: age-related changes and effect of training, *Acta. Physiol. Scand.*, **137**, 23-31 (1989)
 - 26) Lindle R.S., Metter E.J., Lynch N.A., Fleg J.L., Fozard J.L., Tobin J., Roy T.A., Hurley B.F.: Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93yr., *J. Appl. Physiol.*, **83** (5) : 1581-1587 (1997)