

大腿義足ランナーにおける股関節補償動作を予測する因子

～競技用義足の長期使用は補償動作を抑制する？～

Prediction of compensatory movements involving the hip joint in transfemoral amputees

○ 佐野陽子（東理大），保原浩明（産総研），小林吉之（産総研），

村井昭彦（産総研），橋詰賢（産総研），榎本敦（東理大）、竹村裕（東理大）

Yoko SANO¹, Hiroaki HOBARA², Yoshiyuki KOBAYASHI²,
Akihiko MURAI², Satoru HASHIZUME², Atsushi MAKIMOTO¹, Hiroshi TAKEMURA¹
Tokyo University of Science¹
National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)²

Abstract: Transfemoral amputees (TFAs) with the prosthetic knee joint perform excessive hip abduction of the prosthetic limb to achieve adequate foot clearance. However, the compensatory movements may induce chronic joint and lower back pain as a secondary disorders. Therefore, the purpose of this study is to identify the individual characteristics correlated with the compensatory movements of hip joint in TFAs. Eight TFAs were asked to perform overground sprinting in maximal effort. Hip joint angle were calculated from kinematic data in pelvis and lower limbs. The total amount of internal-external rotation of the hip joint angle in intact limbs was significantly greater than in prosthetic limbs. Stepwise multiple regression model extension-flexion of the hip angle can be predicted from body height. Adduction-abduction of hip joint angle can be predicted from duration of running-specific prostheses (RSP) usage. These results suggest that long-term use of RSP might reduce compensatory movements.

Key Words: Running-specific prostheses, Transfemoral amputees, Hip joint

1. はじめに

下肢切断者のスポーツ参加は日常生活動作の改善や向上に繋がるだけでなく、精神面に対しても大変有益であると知られている^(1,2)。ユーザーが安全かつ継続的にランニングを行う情報が十分に提供されていない現状を考えると、義足ランナーのランニング動作を定量的に評価して補償動作を予測しうる身体特性を解明することは、新たな義肢装具の開発や一層のスポーツ活動の普及・興隆の一助になると言えよう。

下肢切断者、特に義足装着時における大腿切断者のランニング動作に関する生体力学的特性については未だ不明な点が多い。大腿切断者は膝関節の機能を持つ膝継手を有しているが、膝継手は随意的な屈曲・伸展機能を持たない。また、通常立位時に健側肢よりも義足肢が長くなるように調節することで⁽³⁾、義足肢のクリアランスを確保するために股関節が下肢を外側に振り回すような補償動作を行い、左右非対称な特有の動きを生じさせる^(4,5,6)。このような股関節の内外転動作は骨盤の安定性を確保するために重要であると報告されているが⁽⁷⁾、関節や関節周囲筋のオーバーユースは関節痛や腰痛を引き起こす危険性を含んでいる^(8,9,10)。そこで、本研究の目的はランニングにおける股関節の補償動作を定量的に評価し、それを説明し得る因子を明らかにすることとした。

2. 実験方法

ランニング経験のある片側大腿切断者 8 名（男性 4 名 / 女性 4 名）を被験者とした。なお本研究は産業技術研究所の人間工学実験委員会の承認を得て行った。

実験は全被験者に普段から使い慣れている膝継手（3S80, Ottobock 社製）とエネルギー蓄積型疾走用足部（1E90 Sprinter, Ottobock 社製）を装着してもらい、室内の約 40m 直走路を全力で走行するよう指示した。直走路のスタートから 20m 付近に 3 次元動作分析装置（VICON 社製、カメラ 20 台、サンプリング周波数 200Hz）と床反力計（AMTI 社製、7 枚、サンプリング周波数 2000Hz）を設置し、全力疾走する被験者の地面反力と下肢に貼付したマーカー座標を取得した。5～10 試技測定した中で、最も速い走速度の試技を各被験者 1 試技ずつ選択して分析に用いた。左右の上前腸骨棘と仙骨点に貼付された反射マーカーの 3 次元座標情報から骨盤座標系を定義し、骨盤座標系に対する大腿座標系の方向から算出した股関節角度（屈曲伸展・内外転・内外旋）を分析対称とした。健側肢と義足肢の股関節総角度変位量を算出した後、対応のない t 検定を行い両脚の股関節総角度変位量を比較した。この時算出した総角度変位量は、遊脚期における 0.005 秒毎の角度変位量を加算した値である。次に、各被験者の定量的な個人特性（年齢、身長、BMI、切断歴、運動頻度、義足の使用年数、両脚の脚長差）から遊脚期における義足肢の股関節総角度変位量を予測できるか検証するために、ステップワイズ法を用いて重回帰分析を行った。

Table 1. Subject characteristics.

Subjects	Sex (M/F)	Age (yrs)	Height (m)	Mass (kg)	BMI (kg/m ²)	unequal length of leg (m)	Amputation side (R/L)	Time since amputation (yrs)	RSP duration (yrs)	Exercise frequency	100-m Personal record (s)
1	M	40	167.0	57.1	20.47	0.10	Left	4	0.9	1/w	19.67
2	M	52	170.0	66.6	23.04	0.12	Left	29	3.2	6/w	16.78
3	F	38	148.5	43.9	19.91	0.08	Right	15	2.5	4/w	17.41
4	M	21	167.0	56.4	20.22	0.11	Left	18	1.2	0.3/w	16.81
5	M	43	168.0	67.7	23.99	0.08	Left	16	3	4.5/w	15.73
6	F	19	148.0	43.3	19.77	0.11	Right	7.5	0.5	5/w	20.66
7	F	32	156.0	47.4	19.48	0.11	Right	6.5	2	5/w	18.16
8	F	18	156.0	58.3	23.96	0.07	Right	3.5	1	5/w	17.60
Mean		32.9	160.1	55.1	21.4	0.1		12.4	1.8		17.85
SD		12.5	9.0	9.5	2.0	0.0		8.7	1.0		1.62

3. 結果と考察

3.1 股関節角度の左右脚差

仙骨点に貼付したマーカーから算出した全被験者の平均走速度は 5.6 m/s であった。遊脚期における股関節角度を算出すると、健側肢と義足肢で異なる波形を描くことが明らかとなり、特に内外転と内外旋では顕著な差が見られた。代表的な一例を図 1 に示す。

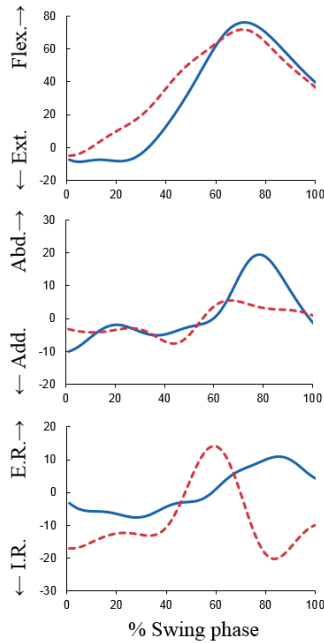


Figure 1. Typical example of hip joint angle graph recorded from one subject for intact limb (blue line) and prosthetic limb (Red line). Ext./Flex., Add./Abd., and I.R./E.R. represent Extension/Flexion, Adduction/Abduction, Internal Rotation/External Rotation.

また、股関節角度の総変位量を算出して健側肢と義足肢で比較を行った結果を図 2 に示す。股関節の内外旋角度変位量は健側肢よりも義足肢が有意に大きかったのに対して、屈曲伸展方向と内外転方向の股関節角度変位量に関しては有意差が見られなかった。つまり、ランニング中に義足肢を振り回す動作が視覚的に確認できるのは、股関節の内外旋が足部を外側に回転させるためだと推測される。競技用義足の膝継手や足部には内外転や内外旋を行う機能が備わっていないため、股関節の外転時に過度な外旋を行うことで足部のクリアランスを確保するためであると考えられる。

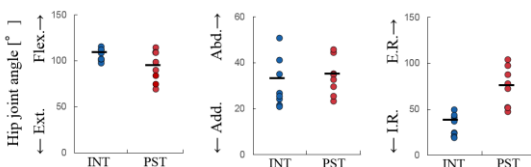


Figure 2. The total amount of displacement of the hip joint angle. Ext./Flex., Add./Abd., and I.R./E.R. represent Extension/Flexion, Adduction/Abduction, Internal Rotation/External Rotation.

3.2 股関節角度の予測因子

次にステップワイズ法による重回帰分析の結果、股関節の屈曲伸展角度は身長だけが、内外転角度は義足の使用年数だけが選択されて有意な回帰式が得られた。しかし、健側肢と義足肢で差が見られた股関節の内外旋角度に関しては、個人特性からは説明できなかった。

Table 2. Result of stepwise multiple linear regression for total amount of displacement of the hip joint angle.

Variables	R	R ²	Adjusted R ²	p	Angle variation =
Angle variation (Ext. - Flex.)	0.893	0.798	0.8	0.003	358.797 + -1.659*Height
Angle variation (Add. - Abd.)	0.864	0.746	0.7	0.006	45.892 + -6.766*RSP-duration

式(1)の結果から、身長が高いと股関節の伸展屈曲角度変位量が減少すると言える。これは身長に伴い脚長が長くなるため、少ない股関節の屈曲伸展角度で同等のクリアランス量を確保することが可能であるからと考察できる。式(2)の結果からは、競技用義足の使用年数が長いと股関節の内外転角度変位量が減少すると言える。先行研究において、下肢切断者の歩行対称性を向上させるためには、利用者に適した義足を長期使用することが必要とされている^(11,12)。つまり、競技用義足を使いこなすためにも年齢や体格などに加えて義足の継続的な使用が効果をもたらすと考えられる。一方で、義足肢と健側肢間で有意差が見られた股関節の内外旋角度変化量は、本研究で分析対象とした個人特性からは説明することが出来なかった。

以上の結果から、年齢や切断歴といった制御できない要因ではなく、トレーニングや義足の改善といった他の因子が股関節の振り回し動作を減少させる可能性が示唆された。しかし、本研究では筋活動の両脚差や異なる慣性特性を持つ他の義足形状⁽¹³⁾での股関節動作は検証していないため、股関節における補償動作を減らすための具体的なトレーニング方法や義足の選定基準までは明らかになっていない。今後分析対象を広げることにより、利用者が個々でも補償動作を改善できる情報を提供していく必要があるだろう。

4. 結論

本研究では、股関節の内外旋角度変位量は健側肢よりも義足肢が有意に大きい結果となり、ランニング中の義足肢の股関節は補償動作を行なっていることが明らかとなった。また、高身長である人は股関節角度総変化量を減少させるだけでなく、長期に渡る競技用義足の使用は股関節における過度な補償動作を部分的に抑制する可能性を示唆する結果となった。

参考文献

- (1) Asken MJ, The challenge of physically challenged: Delivering sport psychology services to physically disabled athletes, *The Sport Psychologist*, vol. 5, pp. 370-381, 1991.
- (2) Blinde EM, McClung LR, Enhancing the physical and social self through recreational activity: Accounts of individuals with physical disabilities, *Adapted physical activity quarterly*, vol. 14, pp. 327-344, 1997.
- (3) Grabowski AM, McGowan CP, McDermott WJ, Beale MT, Kram R, Herr HM, Running-specific prostheses limit ground-force during sprinting, *Biology Letters*, vol. 6, pp. 201-204, 2010.
- (4) Lewis JV, Buckley J, Zahedi S, An insight into Paralympic amputee sprinting, *British Journal of Therapy and Rehabilitation*, vol. 3, pp. 440-444, 1996.
- (5) Buckley JG, Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 80, pp 501-508, 1999.

- (6) Burkett B, Smeathers J, Barker T, Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees, a biomechanical analysis, *Prosth Orthot Int*, vol. 27, pp. 36-47, 2003.
- (7) Gailey R, *The Biomechanics of amputee running*, The O&P EDGE, 2002.
- (8) Radin EL, Parker HG, Pugh JW, Steinberg RS, Paul IL, Rose RM, Response of joints to impact loading. 3. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration, *Journal of Biomechanics*, vol. 6, pp. 51-57, 1973.
- (9) Hurwitz DE, Sumner DR, Block JA, Bone density, dynamic joint loading and joint degeneration. A review, *Cells Tissues Organs*, vol. 3, pp. 201-209, 2001.
- (10) Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, Campbell KM, Malchow DM, Robinson LR, Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, pp. 731-734, 2001.
- (11) Williams MR, D'Andrea S, Herr HM, Impact on gait biomechanics of using an active variable impedance prosthetic knee, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 13, pp. 54, 2016.
- (12) 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, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 45, pp. 15-30, 2008.
- (13) Baum BS, Schultz MP, Tian A, Shefter B, Wolf EJ, Kwon HJ, Shim JK, Amputee locomotion: Determining the inertial properties of running-specific prostheses, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 94, pp. 1776-83,