ステップ動作におけるステップ方向と 距離の制御方略に関する分析

Effect of Direction and Step Length on Anticipatory Postural Adjustments in Stepping

秋吉 直樹^{1,2)} 山本 澄子¹⁾

NAOKI AKIYOSHI^{1,2)}, SUMIKO YAMAMOTO¹⁾

¹⁾ Health and Welfare Science Course, Graduate School of International University of Health and Welfare: 1-3-3 Minamiaoyama, Minato-ku, Tokyo 107-0062, Japan. TEL+81 3-6406-8621 E-mail: naoking1015@hotmail.com

²⁾ Oyumino Central Hospital

Rigakuryoho Kagaku 30(6): 993-998, 2015. Submitted Jul. 24, 2015. Accepted Aug. 21, 2015.

ABSTRACT: [Purpose] This research investigated the influence of step length and step direction on the anticipatory postural adjustment (APA) associated with rapid stepping initiation. [Subjects and Methods] Twenty-one young adults initiated stepping with their preferred limb at a fast pace. Eight experimental conditions comprising combinations of 4 directions (straight ahead; 0, 30, 60 and 90°) and 2 step lengths (short, 20% of body height; and long, 40% of body height) were used. Temporal and kinetic variables during the APA phase (from the initiation of COP displacement to heel-off of the swing limb) of step were measured using a 3D motion capture system. [Results] During the APA phase, both peaks of lateral and posterior shifts of COP decreased from 0 to 90°. [Conclusion] This finding suggests that the APA generated the precise amount of force to initiate stepping in the appropriate direction for the intended step length.

Key words: stepping, anticipatory postural adjustments, motion analysis

要旨:〔目的〕本研究では、先行随伴性姿勢調節（APA）の1つである逆応答現象に着目し、ステップ動作の方向と距離の制御方略を明確にすることを目的とした。〔対象〕健康成人21名。〔方法〕運動課題は、矢状面方向正面を0°とし矢状軸から左右へ30, 60, 90°の4方向、身長×20%, 40%の2つの距離の8条件のステップ動作とし、三次元動作解析装置を用いて計測した。〔結果〕APA期（足底圧中心の動き始め～ステップ脚踵離地）における足底圧中心のステップ脚側および後方への変位量は、0°と比べて他のステップ方向で有意に減少した。〔結語〕各ステップ条件においてAPA期における足底圧中心の前後・左右方向での変位量を調整しており、この時期にステップの方向や距離の制御を行っていることが示唆された。

キーワード: ステップ動作, 先行随伴性(予測的)姿勢制御, 動作解析

¹⁾ 国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科: 東京都港区南青山1-3-3 (〒107-0062) TEL 03-6406-8621

²⁾ 医療法人社団淳英会 おゆみの中央病院 リハビリテーション部

I. はじめに

高草木ら¹⁾は「すべての運動において、姿勢の制御が随伴しており、先行する姿勢制御がない限り、意図する運動は実行できない」と述べている。近年、理学療法の分野において、姿勢制御や運動制御を理解して、患者の評価・介入を行うことの重要性が指摘されている。特に姿勢制御の1つである先行随伴性（予測的）姿勢調節（以下 APA: anticipatory postural adjustment）は、中枢神経系疾患領域^{2,3)}に限らず筋骨格系疾患領域^{4,5)}においても注目を集めている。APA は「主運動に先行する姿勢筋の活動」と定義され⁶⁾、機能的な意義として、きたるべき主運動によって引き起こされるであろう重心の動揺を前もって抑えることや主運動を発現させるために身体の平衡を崩そうとすることが述べられている⁷⁾。

歩き始めの動作において、身体重心（以下 COG: center of gravity）と足底圧中心（以下 COP: center of pressure）が解離する逆応答現象は、APA の代表例である。この逆応答現象の役割は、①支持脚側へ COG を移動しステップ脚を自由にすること、②前方への推進力を得ることの2つが挙げられている^{8,9)}。歩き始めの逆応答現象に関しては、COP の後方やステップ脚側への変位が歩行速度^{8,10)}、初期重心位置¹¹⁻¹⁴⁾、パーキンソン病や下肢切断などの疾患^{2,3,14,15)}、利き足などの身体要因^{17,18)}など様々な条件によって変化することが報告されている。しかし、日常生活では様々な方向へ歩行やステップ動作を行っているにも関わらず¹⁹⁾、先行研究で行われた課題の多くは前方への歩き始め動作やステップ動作であり、様々な方向や距離にステップした時の APA の変化に着目した研究は少ない。

歩き始めやステップ動作における方向制御に関して、これまで APA 期（COP の動き始めからステップ脚踵離地まで）の COP の左右方向での変位量が、歩き始める方向が正面から側方へ変化するに従い減少することが報告されている^{20,21)}が、ステップ距離が考慮されていないことなど議論の余地は残るところである。

本研究では、ステップ方向と距離を変化させた運動課題に対して、APA の1つである逆応答現象に着目して運動力学データの分析を行い、左右方向・前後方向における COP の変位を明確にすること、またその時のステップ脚と支持脚の役割を明らかにすることを目的とした。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は健康成人 21 名（男性 9 名、女性 12 名、平均年齢 22.3 ± 2.9 歳、平均身長 166.3 ± 0.8 cm、平均体重 59.9 ± 8.0 kg）とした。除外基準は、歩行・ステッ

プ動作に影響する整形外科疾患や神経疾患を有する者、左右の脚長差が 3 cm 以上ある者とした。対象者には本研究の目的と方法について事前に口頭及び紙面にて説明を行い、その権利を保障した上で同意書を締結した。なお、本研究は国際医療福祉大学倫理委員会の承認を得て行った（承認番号 11-141）。

2. 方法

計測課題は立位姿勢からのステップ動作とした。開始肢位は両上肢自然下垂位での安静立位とした。対象者は 2 枚の床反力計の上に左右各々の足をのせ、両踵間距離が 10 cm となる位置でできる限り静止するようにした。ステップ動作は、4 つの方向と 2 つの距離を予め設定し、合計 8 条件で実施した。ステップ方向は、矢状面方向正面を 0° とし、矢状軸から左右へ 30° 、 60° 、 90° の 4 条件とした。ステップ距離は、短い距離の条件として対象者の身長 cm $\times$ 20%（以下 Short）、長い距離の条件として身長 cm $\times$ 40%（以下 Long）の 2 条件とした。ステップ動作の計測を行う前に、対象者の利き足の判定を実施した。利き足の判定は、安静立位からの歩行開始を 5 回実施し、4 回以上最初に踏み出した側の下肢を利き足と定義した¹⁸⁾。ステップ動作は、視線を前方に向けた状態でできる限り速い速度で行うこと、軸足の足趾が床面から離れないように行うことを指示した。ステップ後にバランスを崩した場合やステップ動作の着地点が目標地点から大きく外れた場合は、再度計測を実施した。ステップ動作の順序は、各方向・距離を無作為に実施した。ステップ動作は、各方向に対して 3 試行ずつ、合計 48 試行（4 方向 $\times$ 2 距離 $\times$ 3 試行 $\times$ 左右）実施した。各ステップ方向・距離の計測は、目標地点にステップできるようになるまで十分に練習を行ってから実施した。

課題動作の計測には、赤外線カメラ 10 台で構成される三次元動作解析装置（VICON612, VICON 社製）および床反力計（AMTI 社製）を用いた。赤外線反射マーカーの貼付位置は、両側の肩峰・股関節（大転子中央と上前腸骨棘を結ぶ線の大転子から 1/3 の距離にある点）・膝関節（外側裂隙中央から 2 cm 上方の高さで、膝蓋骨を除いた膝の前後径の中点の位置）・足関節（外果）・第 5 中足骨頭、踵骨後方の合計 12 点とした。サンプリング周波数は、赤外線カメラで 120 Hz、床反力計で 1,000 Hz にて情報を取得し、床反力計から得たデータは Vicon Workstation（VICON 社製）上で 120 Hz にリサンプリングした。

ステップ動作の計測は、対象者が踏み出し脚を事前に把握することで、事前に姿勢を調整することを除外するために両下肢実施したが、ステップ動作の分析は、Corbeil ら²¹⁾の方法を参考にして利き足によるステップ動作のみを対象とした（24 試行；利き足 $\times$ 4 方向 $\times$ 2 距離 $\times$ 3 試行）。算出項目は、① APA 期の時間（COP の

動き始めからステップ脚踵離地までの時間), ②主運動時間 (ステップ脚踵離地からステップ脚初期接地までの時間), ③ APA 期における COP 最大変位量 (左右方向 [COP-ML], 前後方向 [COP-AP]), ④ APA 期におけるステップ脚・支持脚の床反力最大変化量 (左右成分 [Fx-step, Fx-stance], 前後成分 [Fy-step, Fy-stance], 上下成分 [Fz-step, Fz-stance]) とした. COP は, 左右合成 COP を算出した. COP の動き始めは, 安静立位で安定した COP の平均値から $\pm 2SD$ 以上変位した時点とした. 算出項目③, ④についてはそれぞれ身長, 体重で正規化した.

全ての算出項目は, ステップ動作 8 条件ごとに対象者の平均値を算出し, それぞれの差の検定には二元配置分散分析反復測定法 (ステップ方向とステップ距離の 2 要因) を用いた. 二元配置分散分析の結果, 交互作用が認められない場合は主効果を検討し, 主効果が認められた因子で多重比較を行った. 交互作用が認められた場合は, 単純主効果の検定を距離条件ごとに方向を因子とした一元配置分散分析にて行い, 主効果が認められた場合は多重比較を行った. また各方向における Short, Long 条件間の差の検定には対応のある t 検定, 多重比較は Bonferroni 法を用いて行った. 有意水準は 5% に設定した. 統計解析ソフトは, IBM SPSS statistics 19 (IBM 社製) を用いた.

III. 結 果

各条件のステップ動作における APA 期の時間は, ス

テップの方向と距離には交互作用は認められず, 方向のみで主効果が認められ, 0° と比べて他のステップ方向で有意に減少した (表 1). 各条件のステップ動作における主運動時間は, ステップの方向と距離に交互作用が認められた. ステップ方向を要因とする単純主効果の検定を距離ごとに実施した結果, Long 条件のみ主効果が認められた. Long 条件では全ての条件間で有意差が認められ, 角度の増加とともに主運動時間は増加した. また, 全てのステップの方向において Short 条件より Long 条件の方が有意に主運動時間は増加した (表 1).

各条件のステップ動作において観察された特徴的な COP の変位は, ステップ脚踵離地前に COP がステップ脚側後方へ移動するものであったが, APA 期における COP の変位量は, ステップする方向・距離によって異なっていた. 各ステップ条件の APA 期におけるステップ脚側への COP 最大変位量 (COP-ML) は交互作用は認められず, 方向のみで主効果が認められた. COP-ML は, 0° と比べて他のステップ方向で有意に減少した (表 2). APA 期における後方への COP 最大変位量 (COP-AP) は, ステップの方向と距離に交互作用が認められた. ステップ方向を要因とする単純主効果の検定を距離ごとに実施した結果, Short・Long 条件ともに主効果が認められた. 両条件ともに $0, 30, 60, 90^\circ$ 間で有意差が認められ, 角度の増加とともに COP-AP は減少した (表 2).

各ステップ条件の APA 期における支持脚とステップ脚の床反力上下成分の最大変化量である Fz-stance, Fz-step は, ステップの方向と距離には交互作用は認められず, 方向のみで主効果が認められた. Fz-stance は 0° に

表 1 各ステップ条件における APA 期の時間と主運動時間

		0°	30°	60°	90°
APA 期の時間 * ¹	Short	0.32 (0.07)	0.25 (0.14) #	0.21 (0.10) #	0.21 (0.11) #
	Long	0.38 (0.08)	0.26 (0.08) #	0.20 (0.08) #	0.20 (0.10) #
主運動時間 * ² * ³	Short	0.38 (0.06)	0.40 (0.07)	0.40 (0.05)	0.39 (0.07)
	Long	0.45 (0.06)	0.49 (0.05) #	0.53 (0.05) #†	0.58 (0.06) #†‡

平均値 (標準偏差), 単位: s, *¹: 方向にのみ主効果あり, *²: 交互作用あり, *³: 全てのステップ方向の距離間において有意差あり ($p < 0.05$), #: $p < 0.05$ (vs 0°), †: $p < 0.05$ (vs 30°), ‡: $p < 0.05$ (vs 60°).

表 2 各ステップ条件における APA 期の足底圧中心最大変位量

		0°	30°	60°	90°
COP-ML * ¹	Short	2.89 (0.70)	0.89 (0.82) #	0.60 (0.79) #	0.52 (0.63) #
	Long	3.05 (0.88)	0.63 (0.87) #	0.40 (0.55) #	0.24 (0.35) #
COP-AP * ²	Short	-2.56 (0.79)	-2.08 (0.80) #	-1.34 (0.75) #†	-0.34 (0.48) #†‡
	Long	-3.44 (0.93)	-3.19 (0.85) #	-1.97 (0.72) #†	-0.54 (0.38) #†‡

平均値 (標準偏差), 単位: %, COP-ML: ステップ脚側への足底圧中心最大変位量 (+: ステップ脚側への変位を示す), COP-AP: 前後方向への足底圧中心最大変位量 (-: 後方への変位を示す), *¹: 方向にのみ主効果あり, *²: 交互作用あり, #: $p < 0.05$ (vs 0°), †: $p < 0.05$ (vs 30°), ‡: $p < 0.05$ (vs 60°).

表3 各ステップ条件における APA 期における床反力上下・左右・前後成分

		0°	30°	60°	90°
Fz-stance* ¹	Short	2.33 (0.63)	4.36 (0.86) #	4.56 (0.69) #	4.63 (0.61) #
	Long	2.12 (0.60)	4.44 (0.80) #	4.73 (0.43) #	4.88 (0.43) #
Fz-step* ¹	Short	7.36 (0.75)	5.56 (0.88) #	5.38 (0.76) #	5.29 (0.71) #
	Long	7.66 (0.78)	5.43 (0.88) #	5.24 (0.54) #	5.11 (0.48) #
Fx-stance* ¹	Short	-0.01 (0.11)	0.10 (0.08) #	0.11 (0.08) #	0.10 (0.08) #
	Long	-0.03 (0.15)	0.10 (0.08) #	0.11 (0.08) #	0.11 (0.08) #
Fx-step* ¹	Short	-0.58 (0.12)	-0.30 (0.15) #	-0.24 (0.15) #	-0.22 (0.13) #
	Long	-0.61 (0.18)	-0.27 (0.21) #	-0.22 (0.17) #	-0.18 (0.10) #
Fy-stance* ²	Short	0.30 (0.09)	0.41 (0.16) #	0.31 (0.13) †	0.11 (0.10) †‡
	Long	0.49 (0.21)	0.64 (0.21) #	0.43 (0.15) †	0.14 (0.09) †‡
Fy-step* ²	Short	0.59 (0.21)	0.29 (0.14) #	0.16 (0.10) †‡	0.08 (0.07) †‡
	Long	0.86 (0.19)	0.44 (0.11) #	0.20 (0.10) †‡	0.14 (0.11) †‡

平均値 (標準偏差), 単位: N/kg, Fz-stance; 支持脚の床反力上下成分最大変位量 (+ : 上方への床反力を示す), Fz-step; ステップ脚の床反力上下成分最大変位量 (+ : 上方への床反力を示す), Fx-stance; 支持脚の床反力左右成分最大変位量 (+ : ステップ脚側への床反力を示す), Fx-step; ステップ脚の床反力左右成分最大変位量 (+ : ステップ脚側への床反力を示す), Fy-stance; 支持脚の床反力前後成分最大変位量 (+ : 前方の床反力を示す), Fy-step; ステップ脚の床反力前後成分最大変位量 (+ : 前方の床反力を示す), *¹: 方向にのみ主効果あり, *²: 交互作用あり, #: $p<0.05$ (vs 0°), †: $p<0.05$ (vs 30°), ‡: $p<0.05$ (vs 60°).

において他のステップ方向と比べて有意に減少し, Fz-step は 0° において他のステップ方向と比べて有意に増加した (表3). 各ステップ条件の APA 期における支持脚とステップ脚の床反力左右成分の最大変化量である Fx-stance, Fx-step は, ステップの方向と距離には交互作用は認められず, 方向のみで主効果が認められた. Fx-stance は 0° では支持脚方向への床反力の変化を示し, 30, 60, 90° ではステップ脚方向への床反力の変化を示しており, 有意な差が認められた. また Fx-step は 0° と比べて他のステップ方向で支持脚側への床反力は減少した (表3). 各ステップ条件の APA 期における支持脚とステップ脚の床反力前後成分の最大変化量である Fy-stance, Fy-step は, ステップの方向と距離に交互作用が認められた. ステップ方向を要因とする単純主効果の検定を距離ごとに実施した結果, Short, Long 条件ともに主効果が認められた. Fy-stance は, 0, 60° 間を除く全ての方向で有意な差が認められ, 0° に対して 30° では前方への床反力が増加し, 30° から 90° の間で徐々に減少した. また 90° を除く全てのステップ方向において Short 条件より Long 条件の方が有意に増加した. 一方, Fy-step は, 60, 90° 間を除く全ての方向で有意な差が認められ, 0° と比べて他のステップ方向で有意に減少した (表3). また 60° を除く全てのステップ方向において Short 条件より Long 条件の方が有意に増加した. 支持脚とステップ脚の前後成分を比較すると, Short, Long 条件ともに 0° ではステップ脚の方が大きな前方への床反力を示しているのに対して, 30, 60, 90° では支

持脚側の方が大きな前方への床反力を示していた.

IV. 考 察

本研究は, 健康成人を対象にステップ方向と距離を変化させたステップ動作を行い, 各条件でのステップ動作開始時における COP の左右, 前後方向の変位を明確にすること, またその時におけるステップ脚と支持脚の役割を検討することを目的とし, 実施した. 本研究の結果, APA 期 (足底圧中心の動き始め～ステップ脚踵離地) における COP のステップ脚側への変位量は, 0° と比べて他のステップ方向で少なく, 後方への変位量はステップ角度の増大に伴い減少し, APA 期においてステップ動作における方向と距離の制御が行われていることが明らかになった. この結果は, ステップ方向の変化に伴う APA 期における COG や COP の変化を報告した先行研究^{19,20)}とも一致した. さらに本研究では, 各条件でのステップ動作における APA 期の両下肢の床反力の変化について分析し, 前方へのステップ動作では, ステップ脚が主に前方推進力を発揮し, 両脚で支持脚側への体重移動を行っているが, ステップ方向が側方になるにつれて支持脚側がステップ脚より大きな前方推進力を発揮し, ステップ脚が行う支持脚側への体重移動を支持脚側で制動していることがわかった.

ステップ方向と APA 期における COP の変化に関しては, ステップ方向が 0° から 30° へ変化した時, APA 期におけるステップ脚側への COP 変位量と後方への COP

変位量が減少していた。また30°から60、90°へとステップ方向が変化した時には、ステップ脚側へのCOP変位量に変化は見られなかったが、後方へのCOP変位量はそれぞれ減少した。これらの変化は、距離条件を変化させても同様であった。これまでステップの方向制御に関しては、APA期におけるCOPのステップ脚側への変位量が影響していると言われていたが²¹⁾、今回の結果からステップする角度が側方へ大きくなるにつれてCOPの後方への変位量も調整していることがわかった。また、これまで歩き始めにおけるCOPのステップ脚側、後方への変位は、支持脚に体重移動してステップ脚を免荷し自由に振り出すことが目的として挙げられていたが⁸⁾、ステップ脚側および後方へのCOP変位量を調整することによりステップ方向や距離の制御も行っていることが示された。

各ステップ方向におけるステップ脚・支持脚の床反力の変化に関しては、床反力上下成分・左右成分はステップ方向が前方から側方へ変わった時に有意な変化を示し、COPのステップ脚側への変位と同様の傾向であった。また、ステップ脚側の床反力左右成分は、全てのステップ方向において支持脚側への床反力を示していたが、支持脚側の床反力左右成分は、0°の時のみステップ脚側と同様に支持脚側への床反力を示し、30°から90°では逆にステップ脚側への床反力を示していた。0°方向へのステップ動作では、COPのステップ脚側への変位を最大とし支持脚側への体重移動をスムーズに行うために、ステップ脚側の床反力を補足するように支持脚側が力を発揮し、30°から90°方向へのステップ動作では、ステップ脚側の床反力に対してブレーキをかける役割を果たし、片脚立位となる支持脚側への体重移動ではなく、ステップする方向に向かって体重移動ができるように制御していることが考えられた。

床反力前後成分に関しては、ステップ脚側は0°から90°にかけて徐々に前方成分の最大値が減少していたが、支持脚側は0°から30°で一度前方成分が増加し、その後徐々に減少していた。また0°ではステップ脚が支持脚より大きな床反力前方成分を示していたが、30°から90°では支持脚の方が大きな床反力前方成分を示していた。歩き始めの前方推進力に関する支持脚とステップ脚の役割について、Michelら⁹⁾は支持脚ではなくステップ脚によって生み出されると報告している。本研究においても0°では同様にステップ脚側が大きな床反力前方成分を示していたが、30°から90°では支持脚側の方が大きな値を示しており、APA期のCOGの前方移動に関する支持脚、ステップ脚の役割は、ステップする方向によっても変化するということが示唆された。このステップ脚と支持脚の役割の変化には、APA期の時間の変化も関与していると考えられた。ステップ方向が0°から30°に変化する時、ステップ脚側へのCOP変位量が大き

きく減少し、APA期の時間も短くなっていた。ステップ脚踵離地までの時間が短くなることにより、ステップ脚による床反力前方成分を増加させる時間が不十分となったため、支持脚側での床反力前方成分を増加させていたと考えられる。

本研究の限界として、1つは初期重心位置やステップ方向、距離などの条件の精度が上げられる。伊藤ら⁷⁾は、初期重心位置やステップ位置をモニターによるフィードバックやフットスイッチを用いて行っており、本研究におけるこれらの精度については課題が残るところである。またCOPの変位に関連する股関節や足関節の関節モーメントや筋電図を用いた分析も実施していないため、今後検討していく必要があると考える。

ステップ動作の方向と距離の制御は、ステップ脚踵離地までのAPA期における左右方向・前後方向のCOPの変位が関連していることがわかった。またステップ脚と支持脚の役割に関しては、ステップ方向によっても両脚の役割は変化していた。前方へのステップ動作では、ステップ脚が主に前方推進力を発揮し、両脚で支持脚側への体重移動を行っているが、ステップ方向が側方になるにつれて支持脚側がステップ脚より大きな前方推進力を発揮し、ステップ脚が行う支持脚側への体重移動を支持脚側で制動していることがわかった。

謝辞 本研究の実施にあたり、測定にご協力いただきました神奈川県立保健福祉大学の石井慎一郎氏に感謝いたします。

引用文献

- 1) 土屋和雄, 高草木薫, 荻原直道(編): 身体適応一歩行運動の神経機構とシステムモデル。オーム社, 東京, 2010, pp1-24.
- 2) King LA, George RJ, Carlson-Kuhta P, et al.: Preparation for compensatory forward stepping in parkinson's disease. Arch Phys Med Rehabil, 2010, 91(9): 1332-1338.
- 3) Jacobs JV, Lou JS, Kraakevik JA, et al.: The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during gait initiation in participants with and without Parkinson's disease. Neuroscience, 2009, 164(2): 877-885.
- 4) Tateuchi H, Ichihara N, Shinya M, et al.: Anticipatory postural adjustments during lateral step motion in patients with hip osteoarthritis. J Appl Biomech, 2011, 27(1): 32-39.
- 5) Viton JM, Atlani L, Mesure S, et al.: Reorganization of equilibrium and movement control strategies after total knee arthroplasty. J Rehabil Med, 2002, 34(1): 12-19.
- 6) Belen' kii VE, Gurfinkel' VS, Pal' tsev EI: [Control elements of voluntary movements]. Biofizika, 1967, 12: 135-141. (In Russian)
- 7) 伊藤太郎: 先行随伴性姿勢調節の機能的意義。英知大学人文科学研究室紀要 人間文化, 2006, 9: 1-57.

- 8) Breniere Y, Do MC, Bouisset S: Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *J Mot Behav*, 1987, 19(1): 62-76.
- 9) Michel V, Do MC: Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? *Neurosci Lett*, 2002, 325(2): 139-143
- 10) Gelat T, Pellec AL, Breniere Y: Evidence for a common process in gait initiation and stepping on to a new level to reach gait velocity. *Exp Brain Res*, 2006, 170(3): 336-344.
- 11) Azuma T, Ito T, Yamashita N: Effect of changing the initial horizontal location of the center of mass on the anticipatory postural adjustments and task performance associated with step initiation. *Gait Posture*, 2007, 26(4): 526-531.
- 12) 東 隆史: 運動開始時の初期重心位置の違いが先行随伴性姿勢調節と運動成果に及ぼす影響について. 四天王寺大学紀要, 2010, 49: 325-353.
- 13) Mille ML, Mouchino L: Are human anticipatory postural adjustments affected by a modification of the initial position of the center of gravity? *Neurosci Lett*, 1998, 242(2): 61-64.
- 14) Patchay S, Gahery Y: Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults. *Gait Posture*, 2003, 18(1): 85-94.
- 15) Viton JM, Timsit M, Mesure S, et al.: Asymmetry of gait initiation in patients with unilateral knee arthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000, 81(2): 194-200.
- 16) Michel V, Chong RKY: The strategies to regulate and to modulate the propulsive forces during gait initiation in lower limb amputees. *Exp Brain Res*, 2004, 158(3): 356-365.
- 17) Yiou E, Do MC: Control of mediolateral stability during rapid step initiation with preferred and non-preferred leg: is it symmetrical? *Gait Posture*, 2010, 32(1): 145-147.
- 18) Dessery Y, Barbier F, Gillet C, et al.: Does lower limb preference influence gait initiation? *Gait Posture*, 2011, 33(4): 550-555.
- 19) Glaister BC, Bernatz GC, Klute GK, et al.: Video task analysis of turning during activities of daily living. *Gait Posture*, 2007, 25(2): 289-294.
- 20) Lyon IN, Day BL: Control of frontal plane body motion in human stepping. *Exp Brain Res*, 1997, 115(2): 345-356.
- 21) Corbeil P, Anaka E: Combined effects of speed and directional change on postural adjustments during gait initiation. *J Electromyogr Kinesiol*, 2011, 21(5): 734-741.