

ヒト歩行時の外乱刺激が姿勢応答に及ぼす影響

Postural control for different perturbation during walking in humans

○ 石橋麻衣 (芝工大) 石澤昌典 (芝工大) 山本紳一郎 (芝工大)

Mai ISHIBASHI, Shibaura Institute of Technology  
 Masanori ISHIZAWA, Shibaura Institute of Technology  
 Shin-ichiroh YAMAMOTO, Shibaura Institute of Technology University

**Abstract:** In this study, we examined the effect that a difference of perturbation gave to walking postural control and input a number of perturbations during walking. It is thought that we can apply investigation of postural reflex to effective walk rehabilitation and fall prevention of elderly and the person of loco-motor disorder. We measured kinematics data and muscle activity of lower limb muscle during walking in perturbation. This experiment was used by backward perturbation (BP) and dorsiflexion perturbation (DP) at heel contact. Medial gastrocnemius of the perturbed leg for BP showed larger response than normal walking. The latency of this response was longer than 100[ms], so it considered the response might be not stretch reflex response. The forward movement of center of mass (COM) was larger in BP than that of DP. These results suggest that the response for perturbation is dependent with the COM movement to compensate the walking balance.

**Key Words:** Walking, Postural control, Different perturbation

1. 研究背景・目的

ヒトは歩行中に予想外の外乱を受けても、視覚、前庭感覚、体性感覚入力から外乱を感知し、これらの情報をもとに下腿筋を機能的に調節させることで転倒を予防している。体性感覚系の代表的な反射である伸張反射は、突発的な姿勢変動に対応でき、転倒予防に大きく貢献している。この姿勢反射を調査して外乱に対する身体補償動作の解明や歩行安定性を評価することで、効果的な歩行リハビリテーション、高齢者・運動機能障害者の転倒予防へ応用できる。これまで外乱に対するヒトの姿勢制御に関して研究されてきた。

先行研究では静止立位中に多方向の外乱の印加実験<sup>(1)</sup>、トレッドミル歩行中の遊脚期につまずきの外乱印加実験<sup>(2)</sup>や、支持面にオイルを塗ることで、ヒト歩行中に支持面を変化させない自然なスリップの誘発実験<sup>(3)</sup>、歩行中の落とし穴による外乱印加実験<sup>(4)</sup>等の報告がある。

Nashner ら<sup>(1)</sup>は立位中の姿勢反射が外乱の種類によって合目的に調節されることを報告した。一方、歩行中の研究は立位中に比べて少数である上、単一方向のみの外乱を用いた実験系が多い。このため、歩行中の姿勢反射の役割について未だ不明点が多数残されている。

そこで本研究では歩行中に多方向の外乱を印加し、外乱の違いが姿勢制御に及ぼす影響を評価・検討することとした。本実験では進行方向に対して足部を後ろ方向へ移動させる後方外乱(Backward Perturbation: BP)、足関節を背屈させる背屈外乱(Dorsiflexion Perturbation: DP)の2種類の外乱を用いた。本研究では Nashner らの報告をもとに、後方外乱では身体重心(Center of mass: COM)の動揺が背屈外乱より前方へ大きいことと非動揺肢の制動力が増大、背屈外乱では COM が後方へ動揺して、動揺肢の駆動力が増大すると仮説をたてた。

2. 実験

被験者は過去に神経疾患等の既往歴のない健常成人男性6名であった。筋活動電位(Electromyography: EMG)は両脚の足関節底屈筋群の内側腓腹筋(Medial gastrocnemius: MGAS)、ヒラメ筋(Soleus: SOL)、足関節背屈筋である前脛

骨筋(Tibialis anterior: TA)を記録した。駆動力・制動力を算出するために二枚の床反力計(KISLER 社製, 9286A)から両脚の垂直床反力(Vertical component of Ground Reaction Forces: VGRF)・前後床反力を取得した。COMと足関節角度・股関節角度を算出するために、被験者の身体左右十二ヶ所(第三中足骨・外顆・外側顆・大転子・上前腸骨棘・肩峰)に反射マークを取り付け、マーク位置を三次元動作解析システム(Motion Analysis 社製, HWK-200RT)を用いて計測した。サンプリング周波数は EMG, 床反力を 1000[Hz], 反射マークを 200[Hz]とした。

歩行中の外乱印加実験では、長さ6[m]の歩行路中に外乱印加装置として床反力計付き六軸パラレルリンク機構のモーションベース(COSMATE 社製, MB-150)を設置し、被験者にはこの歩行路上を歩行してもらった(Fig.1)。床反力計の上には、感圧センサを取り付けて右脚踵接地時を検出し、後方外乱(速度 200[mm/s], 変位 40[mm])、背屈外乱(速度 20[deg/s], 変位 4[deg])がモーションベースによって右脚踵接地を基準に印加された。被験者が十分に歩行練習したあと、後方外乱、背屈外乱、通常歩行(Control)の3種類を各15回ランダムに行った。被験者は歩きやすい速さに設定したメトロノームに合わせて歩行した。

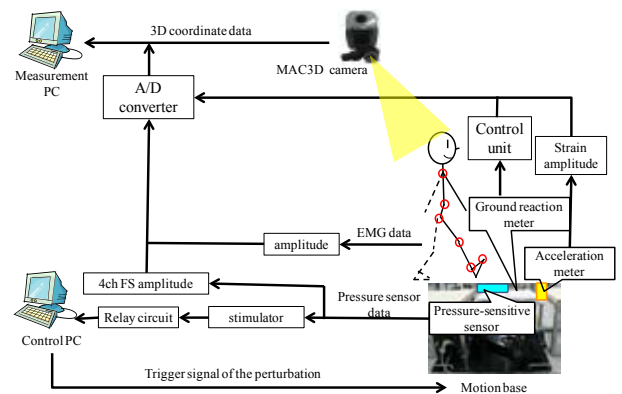


Fig. 1 System configuration

COM, 足関節角度, 股関節角度は三次元動作解析システムより得られたマーカ位置座標から算出した。

駆動力(駆動成分の力積)・制動力(制動成分の力積)は床反力計より得られた前後床反力から算出した。

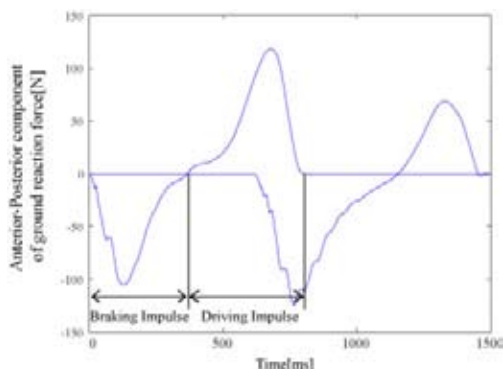


Fig. 2 Definition braking and driving Impulse

以上求めた解析項目の外乱周波数間の有意差検定にはウィルコクソンの符号付順位和検定を用い,  $p < 0.05$  を有意水準に設定した。

### 3. 実験結果

Fig.3 は右脚踵接地を 0[ms]として, 右脚踵接地から 1500[ms]間の後方外乱時と背屈外乱時の両脚(右脚: 外乱脚, 左脚: 非外乱脚)の VGRF と股関節角度変化, 足関節角度変化, TA・MGAS・SOL の EMG の典型例である。外乱開始時を破線で示し, 通常歩行が黒線, 後方外乱印加時の歩行が青線, 背屈外乱印加時の歩行が赤線である。

後方外乱では, 右脚の VGRF と股関節角度, 左脚の EMG において通常歩行との違いはみられなかったが, 右脚 TA は外乱開始直後から 250[ms]間で通常歩行と比較して収縮反応が小さかった(Fig.3)。また, 後方外乱の右脚 MGAS では外乱開始後 130-350[ms]間で通常歩行より大きな収縮反応がみられた。右脚の足関節は, 外乱開始直後から 400[ms]間で通常歩行より背屈した。背屈外乱でも同様の結果であった。背屈外乱では左脚の股関節が外乱後 320-650[ms]間で屈曲した。

Table.1 に右脚の MGAS・SOL の EMG 応答の潜時を示した。本実験における右脚の MGAS・SOL の姿勢応答は先行研究<sup>(4)</sup>と比べ潜時が長く, 大きなばらつきがあった。また, 後方外乱と背屈外乱で潜時の長さには有意差は認められなかった。

Fig.4 は踵接地時を 0 とした前後方向の COM 変位の典型例である。ばらつきを色の着いた部分で示した。後方外乱の COM は外乱印加直後, 背屈外乱より前方に増加した(Fig.4)。

Fig.5 には右脚の制動力・駆動力, 左脚の制動力を示した。背屈外乱での右脚制動力は通常歩行, 後方外乱より有意に小さかった。外乱印加時の右脚駆動力は, 通常歩行より有意に大きかった。また, 背屈外乱は後方外乱より有意に大きかった。左脚制動力は, 後方外乱が通常歩行と背屈外乱より有意に大きかった。通常歩行と後方外乱では, 左脚制動力が右脚の制動力, 駆動力より有意に大きかった。背屈外乱においても, 左脚制動力は右脚制動力より有意に大きかったが, 右脚駆動力が右脚制動力と左脚制動力より有意に大きかった。

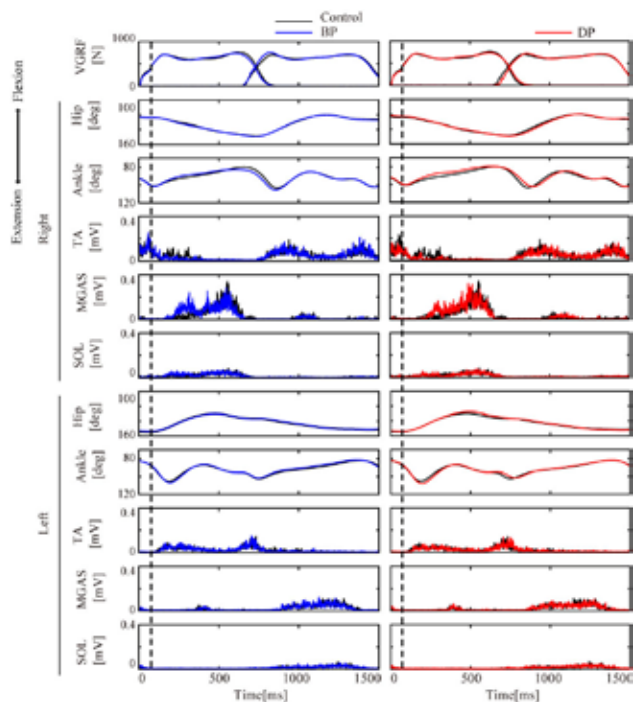


Fig. 3 Typical example of BP and DP

Table. 1 EMG response latency in muscles(n=6)

Perturbation	MGAS[ms]	SOL[ms]
BP	94.83 ± 26.98	85.83 ± 20.11
DP	108.83 ± 34.03	75.33 ± 16.08
Nakazawa et al.	41.27 ± 1.88	41.67 ± 1.51

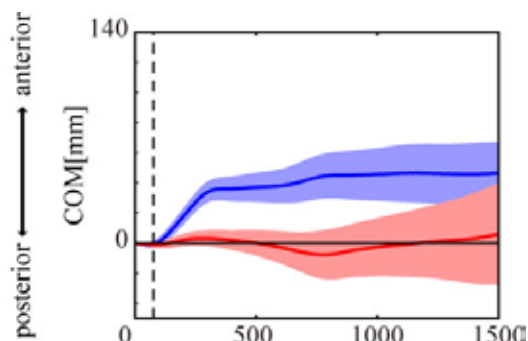


Fig. 4 Anterior-Posterior COM

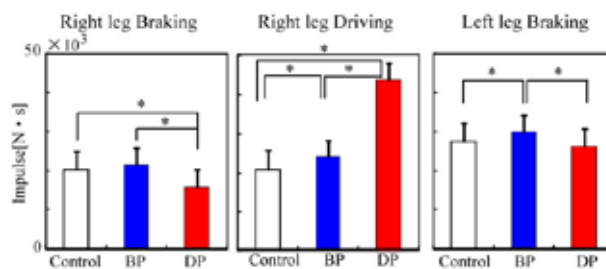


Fig. 5 Braking impulse and Driving impulse(n=6)

### 4. 考察

外乱歩行の右脚 MGAS は, 外乱開始後 130-350[ms]で通常歩行より大きな収縮反応を示した。Nakazawa ら<sup>(4)</sup>は歩行中の落とし穴の外乱印加実験における MGAS, SOL の EMG 応答は伸張反射応答であったと示唆した。本実験でみられ

た右脚 MGAS の応答における潜時は後方外乱が  $94.83 \pm 26.98$ [ms], 背屈外乱が  $108.83 \pm 34.03$ [ms]と長く, ばらつきも大きい. 外乱歩行の右脚 MGAS の応答は, 伸張反射の短潜時応答ではなかったと考えられる. 外乱歩行の右脚 SOL の潜時は  $70-80$ [ms]と  $100$ [ms]より短かった. 外乱歩行の MGAS, SOL の EMG 応答は短潜時ではなかったが, 長潜時, 中潜時の反射が影響していた可能性が示唆された.

後方外乱の COM 変化は背屈外乱より前方への動揺が大きく, Nashner ら<sup>(1)</sup>と同様の結果であった. 後方外乱は姿勢変調を誘発する外乱特性を持ち, 右脚 MGAS の EMG 応答はこの姿勢変調に対して, 駆動力を生み出すための補償動作であったと考えられる.

背屈外乱の COM 変位は後方外乱に比べて小さいにも関わらず, 右脚 MGAS には後方外乱と同様の EMG 応答がみられ, 右脚駆動力は後方外乱より大きかった. 背屈外乱では COM を前方に移動させるための蹴り出し時の駆動力が後方外乱より必要であったことから, 背屈外乱は歩行の進行を妨げる外乱特性であったと考えられる.

後方外乱の左脚制動力は通常よりも大きかったが, 左脚の EMG 応答には通常歩行との違いがみられない. また, 背屈外乱では股関節が外乱後  $320-650$ [ms]間で屈曲したことから, 非外乱脚では足関節まわりではなく膝関節, 股関節まわりに外乱による姿勢応答の影響が現れた可能性がある.

## 5. 展望

本実験では, 外乱による右脚の EMG 応答にどのような反射系が関与しているかは不明であった. そのため, EMG の詳細な潜時の調査が必要である.

外乱が歩行中の左脚に与える影響をより明確にするために, 大腿部の筋活動を調査することや, 膝関節, 股関節まわりから評価する方法を検討する.

また, 外乱が姿勢応答に及ぼす影響をより明確に調査するために, 外乱の種類を組み合わせをかねて実験を行うことや, 歩行周期中の外乱を入力するタイミングをコントロールできる実験系の開発が必要と考えられる.

## 参考文献

- (1) L. M. Nashner, Adapting Reflexes Controlling the Human Posture, *Exp Brain Res*, 26:59-72, 1976.
- (2) A.M. Schillings et al, Mechanically induced stumbling during human treadmill walking, *J Neurosci Methods* 67:11-17, 1996.
- (3) R. Cham et al, Lower extremity corrective reaction to slip events, *J Biomech* 34:1439-1445, 2001.
- (4) K. Nakazawa et al, On the reflex coactivation of ankle flexor and extensor muscles induced by a sudden drop of support surface during walking in humans, *J Appl Physiol*, 96:604-611, 2004.