

Original Article

踏み出し時における滑りの運動学的解析

田村貴行,¹ 大高洋平,^{2,3} 中本 順,¹ 加藤啓祐³¹ 整形外科メディカルパパスリハビリテーション科² 慶應義塾大学医学部リハビリテーション医学教室³ 慶友整形外科病院リハビリテーション科

要旨

Tamura T, Otaka Y, Nakamoto J, Kato K. Kinematic analysis of slipping when stepping. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2016; 7: 102-106.

【目的】滑りは、転倒様式の主要なものの一つである。本研究は、踏み出した足が滑ることによって生じる身体の変化について運動学的解析を行った。

【方法】健常成人男性 5 名 (22.2±2.4 歳) を対象とした。立位から右足を踏み出した際に、前方、外側、内側の 3 方向にベルトを駆動することによって、人工的な滑りを生じさせた。3 次元動作解析を行い、支持基底面 (BOS) と重心 (COG) の関係について検討した。

【結果】COG は、すべての滑りで前・外側方へ変位した。BOS に投影した COG は、内外側の大きな滑りにおいて BOS から逸脱した。また、踏み出した足が滑りにより移動することで BOS が変化し、COG が取り残されることで、とくに内側滑りにてバランスを崩すことが多く観察された。

【結論】踏み出し時の滑りにおける姿勢制御は、内側、外側、前方滑りの順に、安定性を保つことが困難で危険性が高いことが示唆された。

キーワード：転倒、動作解析、姿勢制御、支持基底面

はじめに

高齢者の 3 人に 1 人は、1 年間に 1 回以上転倒を経験する [1, 2]。大腿骨近位部骨折などの転倒に伴う外傷は、生命・機能予後に関連する [3, 4]。さまざまな状況で転倒は発生するが、地域高齢者での検討では「つまずいた」「滑った」の順で多く、2 つ合わせると男性 57.1%、女性 69.3% であり、めまいやふらつきといった転倒よりも多いとされる [5]。また、とくに滑りによる転倒は外傷の危険性が高く、転倒に

よる大腿骨近位部骨折の 25% 程度が滑りによって生じるとされる [6]。

滑り動作の運動学的特性を明らかにすることは、転倒や外傷への予防介入を考える上で重要である。滑りのバイオメカニクスについては、立位時の検討は、急に足元のマットレスを移動させる [7]、歩行時の検討は、踵接地と同時に床を一定速度で移動させる [8, 9]、歩行路の床の一部をスライドする [10, 11] または滑りやすい状態 [11-14] に設定する、などいくつか報告がある。しかしながら、踏み出し時に生じる滑りにおいて、どの方向に滑ることで、どのような身体の動きになるのかについてはよくわかっていない。そこでわれわれは、健常者が足を踏み出した際の滑りについて、身体の運動学的解析を検討した。

方法

1. 対象

下肢・体幹機能障害のない健常成人男性 5 名 (年齢 22.2±2.4 歳, 身長 168.8±5.5 cm, 体重 60.8±4.3 kg) を対象とした。本研究は慶友整形外科病院倫理委員会の承認を受け、すべての被験者に対し、研究の主旨、実施内容を説明し書面にて同意を得た上で施行した。

2. 実験設定

滑りは、床面と平らになるように埋設された床反力内蔵型トレッドミル ADAL3D (Tecmachine 社製) を用いて人工的に発生させた。ADAL3D は、順回転と逆回転の制御が可能であり、サンプリング周波数 1 kHz で床反力のデータ取得が可能である。前方に足を踏み出し接地した瞬間に、トレッドミルベルトを駆動し、人工的な滑りを生じさせた。踏み出す足に対しベルトを駆動する向きにより、3 方向の滑りを設定した。滑りは、踏み出す足の滑る方向により、前方滑り、外側滑り、内側滑りと定義した。滑り時のベルト速度は 2 km/時とし、ベルトの駆動距離によって小さな滑り (56 mm/100 ms)、大きな滑り (167 mm/300 ms) の 2 種類の滑りを設定した。接地からベルト駆動開始までの時間は、トレッドミルに 5 N の力が加わってから 10 msec 後とした。

動作解析は、三次元トレッドミル歩行分析システム KinemaTracer (キッセイコムテック社製) を用いて行っ

著者連絡先：大高洋平
慶應義塾大学医学部リハビリテーション医学教室
〒160-8582 東京都新宿区信濃町 35 番地
E-mail: otaka119@mac.com
2016 年 10 月 18 日受理

利益相反：本研究において利益相反や研究資金の提供はありません。

た。マーカーは、左右の肩峰・股関節（上前腸骨棘と大転子を結んだ線上で大転子から 1/3 の位置）・大腿骨外側上顆・外果中央・第 5 中足骨頭に装着し、サンプリング周波数 60 Hz にて計測した。

3. 課題

課題は、トレッドミル外の位置での静止立位から、トレッドミル上に右足を一步（約 700 mm）踏み出す動作とした。開始肢位は、上肢を胸の前で組んだ立位とした。被験者には、踏み出し方やかかる荷重量をおおむね一定にするため、前方 900 mm に固定した目的物に、頭部を近づけるように踏み出し、終了肢位を数秒間保持することをあらかじめ指示した。測定に先立ち、被験者が課題に慣れるように十分な練習を行った。各被験者に 3 方向、大小 2 種類の計 6 施行の滑りを計測した。なお、システムの設定上、滑る方向は、前方か内外側かの予測が被験者には可能であるが、滑る大きさおよび内外側方向どちらの方向へ滑るかは無作為に設定した。課題は、安全への配慮からハーネスを装着し実施した（図 1）。

4. 解析

滑り開始から 1,000 msec 間の各マーカー軌跡について解析した。各マーカーを合成して仮想重心を求め [15]、動作中の重心（center of gravity : COG）位置を算出した。また、水平面上において、左右の第 5 中足骨頭マーカーと外果マーカーで囲まれた区域を支持基底面（base of support : BOS）とし、その大きさを算出した（図 2）。解析項目は、人工的な滑りが与えられた時間内の COG の水平面上での変位、滑り前後の BOS の大きさの変化、水平面上における BOS と COG の位置関係について検討した。統計学的解析は、滑りの時間内における水平面上の COG の変位と BOS の大きさの変化に関して、大小それぞれの滑りにおいて、滑りの方向間で Friedman 検定を行った後、Wilcoxon の符号付順位検定に Bonferroni 法を用いて多重比較を行った。統計解析には IBM SPSS Statistics 23 を使用し、有意水準は 5 % とした。

結果

図 3 に、それぞれの滑りにおける典型例の動きをスティックピクチャーで示した。合計 30 施行の滑りの中で、大きな滑りにおいて外側滑りで 5 人中 3 人、内側滑りで 5 人全例において、右足もしくは左足をステップし、BOS を変化させる踏み出し戦略が観察された。

1. 水平面上の COG の変位（表 1）

滑り開始から終了時の水平面上の COG は、すべての滑りで前・外側方へ変位した。COG の変化量は、前後方向では、前方滑りの大きな滑りが他の滑りに対して大きい変位を呈し、Friedman 検定で滑りの方向間に統計学的な有意差を認めた ($p < 0.05$)。しかし、多重比較では統計学的な有意差を認めなかった。内外側方向では、小さな滑りと大きな滑りともに、Friedman 検定で滑りの方向間に統計学的な有意差を認めなかった。

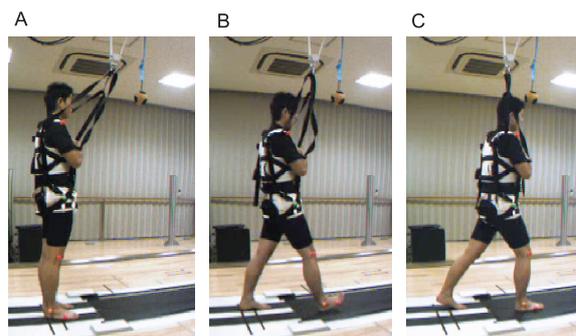


図 1. 実験設定

前方滑りの場合の実験設定を示す。

- 上肢を胸の前で組んだ立位姿勢を開始姿勢とする。
- 前方 900 mm に設置した目的物に、頭部を近づけるように一步（約 700 mm）をトレッドミル上に踏み出す。
- 終了肢位。数秒間保持するように指示した。

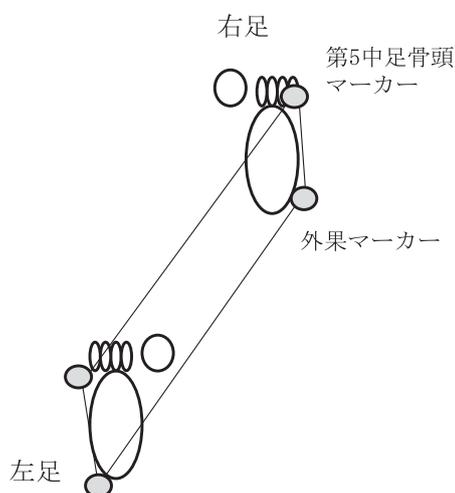


図 2. 支持基底面 (BOS)

左右の足の第 5 中足骨マーカーと外顆マーカーで囲まれた水平面上の面を BOS として算出した。

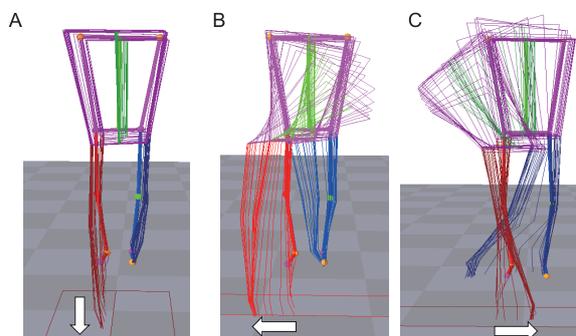


図 3. 滑りのスティックピクチャー

- 前方滑り
 - 外側滑り
 - 内側滑り
- 矢印は滑り（ベルト駆動）の方向。いずれも大きな滑りの代表例。

表 1. 右足を踏み出した際の滑りにおける水平面上の COG, BOS の変化と踏み出し戦略の有無

		水平面上の COG の変位 (mm)		BOS の変化率	踏み出し戦略 人数 (%)
		前後方向 (前方为正)	内外側方向 (外側方向为正)		
前方滑り	小	65±4	10±5	0.93±0.20	0 (0)
	大	176±25	28±17	0.94±0.40	0 (0)
外側滑り	小	68±11	12±5	1.02±0.06	0 (0)
	大	149±36	35±1	1.13±0.29	3 (60)
内側滑り	小	62±2	9±2	0.83±0.15	0 (0)
	大	151±20	21±14	0.67±0.27	5 (100)

平均±標準偏差. COG, center of gravity; BOS, base of support.

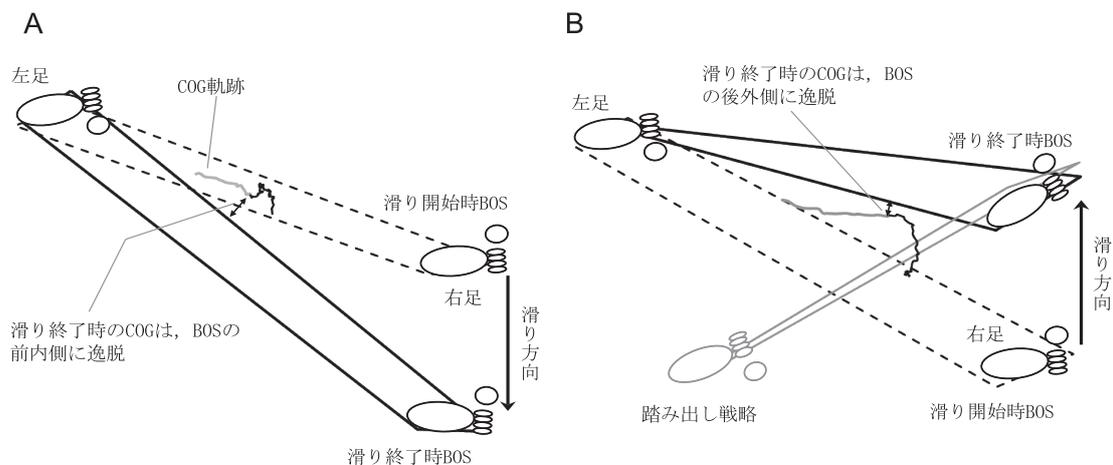


図 4. 外側・内側滑りにおける水平面上の支持基底面 (BOS) と重心 (COG) の位置関係
 代表例における BOS と COG の位置関係を示した. 図中の四角形は BOS を表す. 点線は滑り (167 mm の滑り) の開始時, 実線は終了時を示した. 中央の実線は水平面に投影した COG の軌跡を表す. 薄い実線は滑り開始時から終了時 (0~300 ms), 濃い実線は滑り終了時から計測終了時 (300~1,000 ms) を示した.

- A. 外側滑り (大) では, BOS の境界から COG は前内側に逸脱した.
- B. 内側滑り (大) では, BOS の境界から COG は後外側に逸脱した. 薄い実線の四角形は, 踏み出し戦略後の BOS を表す.

2. BOS の大きさの変化 (表 1)

各滑りにおける滑り終了時の BOS の面積は, 外側滑りで大きくなり, 前方滑りおよび内側滑りで小さくなった. しかし, 滑りの方向間に統計学的な有意差を認めなかった.

3. 水平面上における BOS と COG の位置関係

BOS と COG の位置関係では, 外側および内側滑りの大きな滑りでは, 全例で COG は BOS を逸脱した. その他の滑りでは COG は BOS 内に留まった. 外側および内側滑りの大きな滑りについて, BOS と COG の位置関係の代表例を図 4 に示した. 図示した四角形は, 踏み出した足が滑って BOS が変化する過程を表し, 中央にその際の水平面上の COG 軌跡を示した. 外側滑り (図 4 A) では, COG は BOS から取り残され, 滑り終了時は BOS から前内側に逸脱していた. その距離は, BOS 境界から鉛直方向に平均 43±20 mm であった. 内側滑り (図 4 B) では, BOS が内側に移動

し COG は BOS から取り残され, 滑り終了時は BOS から後外側に平均 32±26 mm 逸脱した.

考察

踏み出し時に人工的に滑りを再現した結果, 滑りの与えられた時間内の水平面上での COG は, すべての滑りで前・外側方へ変位した. BOS の大きさは外側滑りで大きくなり, 前方滑りおよび内側滑りで小さくなり, とくに内側滑りで小さくなる傾向であった. BOS と COG の位置関係では, 大きな滑りにおいて COG は前方滑りで BOS 内に留まり, 外側滑りと内側滑りでは BOS からの逸脱が観察された. 外側滑りでは, COG は拡大した BOS の前内側に残り, 内側滑りでは, 縮小した BOS の後外側に取り残された. また, 内側滑りでは全例で踏み出し戦略が観察された.

安定した立位姿勢を保つためには, COG が BOS 内に留まることが必要であり, BOS が小さいほど困難

となる。また、バランスを回復するのに不十分な場合、足を踏み出す戦略を用いる [16]。本研究においても、BOS が小さい内側滑りにおいて、COG が BOS を逸脱し安定性を取り戻すのが困難となり、結果として踏み出し戦略が必要となった。また、COG が身体の後外側に取り残されたことは、COG を BOS 内に取り戻すのに足関節戦略や股関節戦略が使いにくく、踏み出し戦略なしには姿勢安定性を保つことが困難であったことにつながったと考えられる。前方滑りについては、この BOS と COG の関係によるバランスの破綻は、歩行中の滑りの研究で報告がされているが [14]、側方への滑りはいままでに検討されておらず側方への滑りが転倒を引き起こしやすいという本研究の知見は注目に値する。

高齢者の検討において、転倒者では側方への安定性が低下していることが指摘されている [17, 18]。したがって、転倒リスクを有する高齢者等においては、側方への外乱による転倒の危険性はさらに高くなると考えられる。同時に、側方方向への転倒は、骨量低下などとは別の独立した大腿骨近位部骨折のリスク因子として骨折発生に関連するため [19, 20]、側方滑り、とくに内側滑りは転倒リスクを有する高齢者にとって、大腿骨近位部骨折の発生要因となる可能性が高い。実環境において側方への滑りは、斜面を横切るときに発生しやすいと考えられる。したがって、そのような場合は、転倒の危険性が高くなるため、転倒リスクの高い高齢者などでは、そういった行動をできるだけ避けることが重要である。また、やむをえずそのような状況が避けられない場合には、歩隔を広げ BOS を広げる、歩幅を狭めるなどの歩容の工夫や、滑りにくい履物、補助具の使用、介助者の設定などの慎重な転倒予防への配慮が必要である。また、公共の場では、斜面における水はけなど、より滑りやすい環境を生じないようにすることが求められる。

本研究の限界として、今回の検討ではトレッドミルでの人工的な滑りであり、実際の滑りとは異なる外乱である。また、歩き始めとは異なり、今回の実験系では踏み出した位置でとどまるように指示をしているため、実際の歩行の歩き始めとは異なる側面を持つことに留意が必要である。また、本研究では滑りによる BOS や COG 変化に対する修正戦略そのものについての詳細な検討は行っていないため、滑りから転倒を防御するのにどのような戦略とアプローチが考えられるかについては明らかにしていない。今後、臨床的意義を明確にするためには、滑りから転倒に至るまで、もしくは修正戦略をさらに詳細に検討する必要がある。

文献

1. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 1988; 319: 1701-7.
2. Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing* 1990; 19: 136-41.
3. Rubenstein LZ, Josephson KR. The epidemiology of

- falls and syncope. *Clin Geriatr Med* 2002; 18: 141-58.
4. Keene GS, Parker MJ, Pryor GA. Mortality and morbidity after hip fractures. *BMJ* 1993; 307: 1248-50.
5. Yasumura S, Haga H, Niino N. Circumstances of injurious falls leading to medical care among elderly people living in a rural community. *Arch Gerontol Geriatr* 1996; 23: 95-109.
6. Nyberg L, Gustafson Y, Berggren D, Brannstrom B, Bucht G. Falls leading to femoral neck fractures in lucid older people. *J Am Geriatr Soc* 1996; 44: 156-60.
7. Hsiao ET, Robinovitch SN. Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *J Biomech* 1998; 31: 1-9.
8. Tang PF, Woollacott MH. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1998; 53: 471-80.
9. Tang PF, Woollacott MH. Phase-dependent modulation of proximal and distal postural responses to slips in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1999; 54: 89-102.
10. Smeesters C, Hayes WC, McMahon TA. Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *J Biomech* 2001; 34: 309-17.
11. Troy KL, Grabiner MD. Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait Posture* 2006; 24: 441-7.
12. Brady RA, Pavol MJ, Owings TM, Grabiner MD. Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking. *J Biomech* 2000; 33: 803-8.
13. Cham R, Redfern MS. Lower extremity corrective reactions to slip events. *J Biomech* 2001; 34: 1439-45.
14. You J, Chou Y, Lin C, Su F. Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001; 16: 167-73.
15. Ehara Y, Yamamoto S. *Introduction to Body-Dynamics—Analysis of Standing up Movement*, 1st ed. Tokyo: Ishiyaku Publishers, Inc; 2001. p. 11-15. Japanese.
16. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Normal postural control. Motor Control, Translating Research into Clinical Practice*, 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2011. p. 161-94.
17. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol* 1994; 49: 72-84.
18. Lord SR, Rogers MW, Howland A, Fitzpatrick R. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc* 1999; 47: 1077-81.
19. Greenspan SL, Myers ER, Kiel DP, Parker RA, Hayes WC, Resnick NM. Fall direction, bone mineral density, and function: risk factors for hip fracture in frail nursing home elderly. *Am J Med* 1998; 104: 539-45.
20. Greenspan SL, Myers ER, Maitland LA, Resnick NM, Hayes WC. Fall severity and bone mineral density as risk factors for hip fracture in ambulatory elderly. *JAMA* 1994; 271: 128-33.