階段歩行の床反力特性*

(平地から階段, 階段から平地への過渡特性)

池内 秀隆^{*1}, 木村 哲也^{*2}, 木村 広^{*3}
加藤 了三^{*1}, 山下 忠^{*1}, 佐藤 正視^{*4}

Characteristics of Reaction Force from the Floor in Stair Walking (Transient Characteristics in Stair Walking from or to Level Walking)

Hidetaka IKEUCHI, Tetsuya KIMURA, Hiroshi KIMURA,
Ryozo KATOH, Tadashi YAMASHITA and Masashi SATO

We report the dynamic characteristics of the reaction force from the floor, its application point, and the velocity and the displacement of the center of gravity of human body in stair walking when transferring from or to level walking. The reaction force and its application point are obtained using two large force plates, on one of which a stair model with five stairs is fixed, and the velocity and the displacement of the C. G. of the body are calculated by integrating the force once or twice. Discussions of these dynamic characteristics and their transient properties are given. One of the remarkable transient characteristics in stair walking is observed in the sagittal components of three physical quantities: reaction force, the velocity of the C. G. of the body and its displacement.

Key Words: Measurement, Stair Walking, Level Walking, Reaction Force, Transient Walking

1. はじめに

二足歩行に関する研究は, 義足開発やリハビリテーション工学分野, あるいは二足歩行ロボットの研究分野においてさまざまな目的で行われている。著者らは, 人間の二足歩行運動の力学的側面を工学的手法により計測, 解析し, その結果に基づき上記応用分野に提言を与えるという立場で研究を行っている。このような提言を行うためには, 定常歩行や平地歩行に研究対象を限定することなく, 過渡歩行や階段歩行・坂道歩行のような歩行にも注目する必要がある。ところが, 従来の研究のほとんどは定常平地歩行に関するものであり, これ以外の研究はさほど多くなく, 階段歩行に限定すると, その研究はさらに少ない。

階段歩行の初期の研究は定性的な研究手法に基づくもので, Fitch ら⁽¹⁾ による研究はその代表例である。歩行研究の実験的解析手法は, おもに(1)カメラなどで

得られる画像情報により運動学的解析を行う手法, (2)筋電情報により解析する手法, (3)床反力などの力学特性を解析する手法に分類され, 階段歩行の研究においてもこれらの手法が用いられている。(1)の手法では運動のようすを知ることができるが, 力情報が得られないので, 解析手法としては十分でない。(2)の手法は力の発生源である筋力の活動状況を示す筋電位を計測し, その量から運動を説明しようとする手法であり, Joseph ら⁽²⁾, Townsent ら⁽³⁾, Andriacchi ら⁽⁴⁾, McFadyen ら⁽⁵⁾, 江原ら⁽⁶⁾の研究が代表的である。この手法では筋力の活動状況を知ることが可能であるが, 筋電には多くの誤差が含まれる, 一つの関節運動には多くの筋肉が関与している等の理由により, この情報からトルクや力を求めることは困難であり, 力学的解析には適さない。(3)の手法は, 筋力で発生された力が外界である床面を押す力, つまり運動に直接関与する力を計測する手法であり, その量と運動との因果関係は定性的にも定量的にも明快である。この量を糸口として, 階段歩行を解析している研究としては, 佐藤ら⁽⁷⁾, 加藤ら⁽⁸⁾, 池内ら⁽⁹⁾の研究がある。また, 田中ら⁽¹⁰⁾や小金沢ら⁽¹¹⁾は階段歩行時における関節モーメントを測定している。

このように, 階段歩行についてはいくつかの研究が

* 原稿受付 1996年1月24日。

^{*1} 正員, 九州工業大学工学部(〒804 北九州市戸畑区仙水町1-1)。

^{*2} 九州工業大学大学院。

^{*3} 九州工業大学工学部。

^{*4} 正員, 北九州工業高等専門学校(〒803 北九州市小倉南区志井5-20-1)。

なされているが、そのほとんどは1歩の階段歩行に関する研究である。わずかに研究(7)～(9)において、複数歩の階段歩行が取扱われているが、歩行全体の特性について解析しているのみで、階段歩行における過渡特性には注目していない。

本研究では、平地歩行から階段歩行およびその逆の場合の、床反力とその作用点、および重心の移動特性を示すとともに、それらの過渡特性を解析する。ここで過渡特性とは、定常平地歩行から階段歩行へ、あるいは階段歩行から平地歩行へ移行する際における、定常歩行では観測されない歩行特性を指している。また、体重心の移動特性については床反力データの数値積分より得る。

2. 実験装置および実験方法

2・1 階段模型 図1に示すように、実験装置は2台の床反力計(1台の大きさは 600×1800 mm)とパーソナルコンピュータを用いた計測システムから構成され、一方の床反力計上に5段の階段模型が固定されている。階段模型は密閉した箱形で、その寸法は踏板部分の幅700 mm、奥行き300 mmで、1段の高さは180 mmである。これらの寸法は著者らが所属する機関の建物内部の階段寸法に合せた。材料は、踏板と側面が20 mm、背面と底板が10 mmのベニヤ合板である。なお、階段の最上段の踏板的奥行きは510 mmとした。実験室の床面と床反力計の天板とは同じ高さ

Fig. 1 Experimental set up

Fig. 2 Experimental methods

になるように設置されており、被験者は床反力計を意識せずに歩行することができる。

2・2 実験方法 床反力計は、図1に示すように、それぞれの短辺を接して実験室の床に埋めこまれているため、片足ずつの床反力計の測定は困難である。しかし、平地歩行から段階歩行への遷移特性を把握するという本研究の趣旨からは、両足の床反力合力の測定で問題はないと考える。実験は、図2に示す2種類の歩容に対して行った。一つは床反力計1の方向から歩行し、階段を昇り、最上段で停止する実験(以下、昇段実験と呼ぶ)で、あと一つは階段最上段から歩行開始し、階段を降り、その後床反力計1上を歩き抜ける実験(以下、降段実験と呼ぶ)である。被験者は22才から50才までの健康男性5人で、歩調による特性の変化を検討するため、60, 80, 100, 120, 140 step/minの5とおりの歩調に対して実験を行った。座標系は、図3に示すとおりである。

被験者には、歩調に応じた発音音に合わせて歩くように指示し、歩行開始の時期、歩幅については特に指示しなかった。データの収録は各被験者とも各歩調に対し1回とした。実験前に2, 3回の練習を行い、被験者自身と実験者の双方が良好な歩行と判断したときのデータを収録した。

2・3 床反力計出力の補正 実験で得られる三方向床反力データから、体重心の速度および変位を求めるには、1回または2回の数値積分が必要である。しかし、床反力計の出力にはわずかであるが誤差が存在する。この誤差は床反力の特性として考察する場合は無視できる程度であるが、合理的な数値積分結果を得るためにはこれらの誤差を除去する必要がある。

床反力計出力に含まれる誤差には、床反力計固有の癖から生じる系統誤差とその他の原因による誤差がある。系統誤差については階段模型を載せた状態で床反力計の検定を行い、床反力計の3方向の出力特性関数を作成し、出力を補正した。他の誤差に関しては系統誤差を取除いた床反力を数値積分し、得られた変位、速度曲線が合理的な波形となるまで出力に微小な一定

Fig. 3 Coordinate system

値を加え補正した。この補正法の詳細に関しては佐藤らの研究⁽⁷⁾を参照されたい。

3. 実験結果および考察

今回行った実験結果では、顕著な個人差は見られなかった。本報では、特定被験者の、60, 100, 140 step/min の歩調における測定結果を示す。また、考察はおもに過渡歩行特性について行う。図4～11において、実線の測定結果は床反力作用点が床反力計1上にある場合、破線は床反力計2(階段模型が設置してある)上にある場合であることを示している。床反力の実験結果を示す図の縦軸の単位 $F./Wt$ は、力の成分を各被験者の体重 Wt で正規化した量であることを表している。

図4(2)中のSで表される点線で囲まれた領域は、歩行中のおおまかな片足支持期を、それ以外の部分は両足支持期を表す。両足支持期のおおよその目安を述べると、進行方向では床反力が正から負に単調減少する部分、横方向では正から負(左から右)またはその逆に変化する部分、鉛直方向では正のピークの付近となる。これは両足支持期において、進行方向では制動力がかかり、横方向では体重が右から左、またはその逆に移動し、鉛直方向ではボディが上方に移動するためである。

3.1 床反力特性

3.1.1 昇段実験 床反力の進行方向成分の時間履歴を図4(a)に示す。正の力が進行方向への推進力、負の力が制動力を表す。昇段前の床反力(実線部分)に着目すると、遅い歩調(1)では正の力と負の力の平均値の大きさはほぼ等しいが、(3)のように歩調が速くなると後者の方が大きい。このことから、歩調が速いほど、階段に至る直前に制動力が働いていることがわかる。一方、階段歩行中は、歩行停止期を除けば、歩調が速くなっても床反力波形の振幅はほとんど変化していない。

また、床反力計1と2の境界点付近で生じる正のピークAと負のピークBに関して、次の特徴が認められる。

(ア) ピークAの大きさは、平地歩行での他の正のピーク値に比べ小さく、階段歩行中のピーク値に近い。

(イ) ピークAが生じる直前の半周期分の波形の概形は、平地歩行中の波形よりもむしろ、階段歩行中の波形に近い。

(ウ) 100 step/min と 140 step/min の例において、ピークBの大きさは階段歩行中の他の負のピーク値に比べると大きい。他のほとんどの被験者の例では60 step/min でも同様の結果が得られる。これは、階段の

Fig. 4 Reaction force in Ascending Exp.
(—)Force plate 1,Force plate 2)

1 段めでも引続き制動力が働いていることを意味する。

以上より、床反力進行方向成分は、階段 1 段めに足をかけた両立脚相において、過渡的な特性を示すことがわかる。

図 4 (b) に床反力横方向成分の時間履歴を示す。波形の概形からは平地歩行から階段歩行への過渡領域の存在は認められない。

図 4 (c) に床反力鉛直方向成分の時間履歴を示す。歩調が 140 step/min のとき、平地歩行と階段歩行での波形の振幅はほぼ等しいのに対して、歩調が遅いときには前者での振幅は後者でのそれに比べて小さい。また、平地歩行領域と階段歩行領域の境界付近で生じるピーク C は、被験者が平地と階段 1 段めをまたいだ両脚支持状態で生じており、その値は階段歩行中に見られるピーク値と同程度である。このことより、力学的にはこの両脚支持状態から階段歩行が開始していると解釈できる。

以上より、昇段時の床反力の過渡特性は以下のようにとまとめることができる。

(A) 進行方向成分については、階段歩行と平地歩行の特性が混在した形の過渡歩行領域が存在する。

(B) 横方向成分については、平地歩行と階段歩行の特性に差異がなく、過渡特性も存在しない。

(C) 鉛直方向成分については、階段歩行と平地歩行は明確に区別でき、過渡歩行特性は存在しない。

3・1・2 降段実験 図 5 (a) に床反力進行方向成分の時間履歴を示す。ここでも、縦軸の正の力が進行方向への推進力、負の力が制動力を表す。昇段時[図 4 (a)]に比べ、降段時の負のピークは鋭角的で、かつその大きさは大きい。このことは、降段時には、大きな制動力と、その俊敏な変化が必要であることを意味している。換言すれば、このような力を発生できない場合、正常な降段動作は難しいことになる。また、140 step/min の歩調(1)では、図 4 中 D で示す部分(床反力計 1 に移る直前で、階段の最下段部分)は、(2)や(3)の波形の同時期の特性と異なり、床反力が負にならない。これは、接地時に制動力が作用せず、その結果平地歩行に移る直前で大きな前進速度が生じることが示される。

図 5 (b) に床反力横方向成分の時間履歴を示す。昇段実験の場合と同様、過渡特性は認められない。

図 5 (c) に床反力横方向成分の時間履歴を示す。波形の振幅は降段時(破線)より平地歩行時(実線)のほうが小さい。この傾向は歩調が遅い場合に顕著である。昇段時では、力の作用点が床反力計の境界点を通過する時間と、波形の概形が変化する時間(ピーク C が発生する時間)はほぼ一致していたが、降段時では異なる

Fig. 5 Reaction force in Descending Exp.
(—Force plate 1,Force plate 2)

る。昇段時と同様、力の作用点が床反力計の境界付近にある場合、被験者は両脚支持の状態にあるといえるので、ピーク E は両脚支持期の終期もしくは片足支持期で発生していると考えられる。一方、平地歩行領域の最初のピーク E の大きさは階段歩行領域の他のピーク値とほぼ等しく、波形の特徴はピーク E 付近を境として変位しており、進行方向のような過渡的な特性は見られない。これらの特性は、昇段時の特性と同じである。

以上より、次のことが明らかである。

(D) 進行方向成分については、平地歩行への移行期において特異な過渡歩行特性が存在する。

(E) 横方向成分については、過渡歩行特性は存在しない。

(F) 鉛直方向成分については、階段歩行と平地歩行は明確に区別でき、過渡歩行特性は存在しない。

3.2 体重心速度

3.2.1 昇段実験 図6に昇段実験時の進行方向速度特性を示す。この図より次のことが明らかである。

- (1) 平地歩行領域では速度の減少が見られる。
- (2) この減少量は歩調が大きいほど大きい。
- (3) 速度減少に要する歩数は歩調が大きいほど多

Fig. 6 Sagittal components of velocities in Ascending Exp. (—Force plate 1,Force plate 2)

い。

- (4) 階段歩行領域での速度減少の現象は顕著でない。

これらの現象は、次のように考察できる。歩調、歩

Fig. 7 Lateral and Vertical components of the velocity in Ascending Exp. (Cadence : 100 step/min, — Force plate 1,Force plate 2)

Fig. 8 Sagittal components of velocities in Descending Exp. (—Force plate 1,Force plate 2)

幅, 歩行速度の間には,

$$\text{歩行速度} = \text{歩調} \times \text{歩幅}$$

の関係がある。いま, 歩調は実験条件により決められ

(a) Lateral components (Cadence : 100 step/min)

(b) Vertical components (Cadence : 100 step/min)

Fig. 9 Lateral and Vertical components of velocities in Descending Exp. (—Force plate 1,Force plate 2)

(a) Sagittal components

(b) Lateral components

(c) Vertical components

Fig. 10 Displacement of body mass center and the point of application in Ascending Exp. (Cadence : 100 step/min) (—Force plate 1,Force plate 2, —Point of application)

ているので, 歩行速度が変化することは歩幅が変化することを意味する。ここで, 歩行速度と重心の速度は同一視できるので, 平地歩行領域で重心速度が減少する現象は, 階段歩行の準備のために, 階段直前で歩幅の調節(歩幅の減少化)を図っていることを意味している。また, 特性(2)は歩調が大きいほどその調整量が大きいことを, 特性(3)はその調整歩数が多いことを意味している。換言すれば, 歩調が速いほど, 階段のかなり手前から, 歩数をかけて歩幅調節(減少化)を図っていることになる。なお, 歩調と階段の奥行き寸法(300 mm)より歩行速度を求めると, (1)~(3)ではそれぞれ 0.3, 0.5, 0.7 m/s となり, 図中階段歩行時の平均速度にほぼ一致している。

図 7 (a)に横方向速度特性を示す。波形は, 鋭いピークをもつ三角波となっている。平地歩行領域と階段歩行領域での特性に目立った差異はない。なお, これ以降は, 歩調の変化による違いが特性に現れなかった場合については 100 step/min のみの結果を示す。

図 7 (b)に, 歩調が 100 step/min のときの鉛直方向速度を示す。昇段時の平均速度は正となり, この特性は昇段するという現象に対応している。

(a) Sagittal components (Cadence : 100 step/min)

(b) Sagittal components (Cadence : 60 step/min)

(c) Lateral components (Cadence : 100 step/min)

Fig. 11 Displacement of body mass center and the point of application in Descending Exp. (—Force plate 1,Force plate 2, —Point of application)

3・2・2 降段実験 図8に体重心の進行方向速度の時間履歴を示す。図8より、本実験の場合、3・2・1項で示した特性(1)～(4)以外に、次の特徴が認められる。

(5) 歩調が速い(140 step/min)のとき、平地歩行領域に移る直前の段階歩行領域中に大きな速度変化が生じている。この現象は、階段最下段から着地するとき、降段中限定されていた歩幅の制限がなくなるため、歩幅が広がることを意味しており、図5(a)のピークD付近の正の力に対応する結果である。

図9(a)に歩調が100 step/minのときの横方向速度の時間履歴を示す。図7(a)と同様、階段歩行領域と平地歩行領域を比較しても、目立った違いは見られない。

図9(b)に鉛直方向速度の時間履歴を示す。昇段実験の場合と同様、過渡特性を示す部分はほとんど認められない。

3・3 体重心の変位および作用点

3・3・1 昇段実験 図10に昇段実験時の体重心変位と作用点の時間履歴を示す。ここで、図10(a)の進行方向特性は、2枚の床反力計の境界付近の特性を示している。

図10(a)の進行方向特性では、図に示すように、階段歩行領域の2番めの片足支持期で作用点の逆変動が見られる。この傾向は、これ以降の片足支持期でも生じている。しかし、階段歩行領域の最初の片足支持期では作用点の逆変動量は小さく、観測されない例もある。体重心の変位は平地から階段へ移行する際もスムーズで、特徴的な過渡現象は観察されない。

図10(b)の横方向特性では、作用点軌跡が平地から階段へ移行する際に、振幅が大きくなっている。また、階段上でも上へいくほど徐々に大きくなっていることがわかる。体重心変位については、平地と階段での差は確認できない。

図10(c)の鉛直方向特性においても、平地から階段への移行期に過渡特性は観察されない。

3・3・2 降段実験 図11に降段実験時の体重心変位と作用点の時間履歴を示す。昇段実験の場合と同様に、本特性においても過渡的な特性はほとんど観察されなかった。ただし、(a)100 step/minと(b)60 step/minの場合の進行方向作用点軌跡を比較すると、歩調が60 step/minでは、Fで示されるように、実線で示される床反力計1上でも階段上で見られるような作用点の逆変動が生じている。

4. ま と め

2台の床反力計の一方に5段の階段模型を搭載し、平地歩行から階段歩行へ移行する際、またはその逆の際の床反力を測定し、それを数値積分することにより体重心速度および変位を求め、平地歩行領域と階段歩行領域間の過渡特性を調べた。得られた結果は以下のとおりである。

(1) 平地歩行から階段歩行に移行する場合、床反力の進行方向成分の特性には、その境界付近で、階段歩行と平地歩行の特性が混在する過渡的な特性が測定された。鉛直方向成分特性は、二つの領域の境界である両脚支持期で、平地歩行から階段歩行の特性へ明確に変化し、顕著な過渡特性は見られなかった。

(2) 階段歩行から平地歩行に移行する場合の床反力では、過渡特性は進行方向成分に認められたが、鉛直方向では観測されなかった。また、鉛直方向成分では、階段歩行領域と同等の大きさをもつピークが平地歩行領域で観測された。

(3) 平地歩行から階段歩行に移行する際の体重心速度では、足の接地場所が自由にとれる平地歩行領域と制限される階段歩行領域での歩幅の違いにより、歩調が速くなるほど二つの領域の進行方向速度差が大きくなった。また、スムーズな階段歩行への移行のため、おもに平地歩行領域で歩幅を調整することでこの進行速度差を調整していることがわかった。

(4) 階段歩行から平地歩行に移行する際の進行方向体重心速度では、平地歩行領域と階段歩行領域での速度差の調整を、境界付近で行っていることがわかった。

(5) 体重心の変位については、三方向とも過渡的な特徴は見られなかった。

以上のような結果を元に、今後、モデル解体等を組合せることによって歩行中の内力の推定や、測定データの特徴を定量的に抽出することで力学的な側面から、各歩行モードの違いについて明らかにしていく。

文 献

- (1) Fitch, J., Templer, J. and Corcoran, P., The Dimensions of Stairs, *Scientific American*, 231(1974), 82-90.
- (2) Joseph, J. and Watson, R., Telemetering Electromyography of Muscles Used in Walking Up and Down Stairs, *J. Bone Jt Surg.*, 49B(1967), 774-780.
- (3) Townsent, M. A. and Tsai, T. C., Biomechanics and Modeling of Bipedal Climbing and Descending, *J. Biomechanics*, 9(1975), 227-239.
- (4) Andriacchi, T., Anderson, G., Fermier, R., Stern, C. and Galanta, J., A Study of Lowerlimb Mechanics During Stair-Climbing, *J. Bone Jt Surg.*, 62A(1980), 749-757.

- (5) McFadyen, B. J. and Winter, B. A., An Integrated Biomechanical Analysis of Normal Stair Ascent and Descent, *J. Biomechanics*, **21**-9(1988), 733-744.
 - (6) 江原義弘・別府政敏・野村進・国見ゆみ子, 階段歩行・坂道歩行のエネルギー論的分析, *バイオメカニズム* **12**(1994), 109-119.
 - (7) 佐藤正視・池内秀隆・加藤了三・山下忠, 階段昇降時の床反力特性解析, *バイオメカニズム* **12**(1994), 231-241.
 - (8) 加藤了三・佐藤正視・池内秀隆・山下忠, 人間の階段昇降時の体重心運動の床反力計による解析, *機論*, **61**-583, C (1995), 1009-1014.
 - (9) 池内秀隆・佐藤正視・加藤了三・山下忠, 床反力計による人間の階段歩行の実験的解析, *機論*, **61**-589, C(1995), 3614-3619.
 - (10) 田中繁・飯田勝・恩地圭典・蛭名英雄・蛭各昭彦, 歩行, 階段昇降, ステップ台昇降における関節モーメント, *バイオメカニズム* **6**, (1981), 39-48.
 - (11) 小金沢綱一・藤本浩志・滝田久芳・加藤一郎, 健康人と同等の階段降り歩行が可能な大腿義足, *バイオメカニズム* **8**, (1986), 237-250.
-