

# 高さの異なる障害物を越える際の 歩行調節機能に関する研究

— 足圧中心移動の速度的因子に着目して —

王 芸  
(2003年9月30日受理)

A study on the control of walking stability when negotiating obstacles of different heights:  
Focused on the displacement velocity of the center of pressure

Yun Wang

The characteristics of the displacement velocity of center of pressure (COP) in the travel path were investigated when negotiating obstacles. Seven subjects (all female) were examined when negotiating obstacles of different heights at their self-selected pace. The COP velocities in the loading response phase were consistent between the 4 steps prior to obstacles. In the mid-stance phase, the COP velocities decreased as approaching toward obstacles. During the terminal stance phase and the pre-swing phase, the COP velocities of the second step prior to the obstacles had the greatest values than that of the other steps. It is found that when negotiating obstacles, the COP velocities of the 4 sub-stance phases of stance phase are influenced by the step, but not obstacle height for the young people while obstacle height is within 15% body height.

Key Words: Gait, Obstacle, Center of pressure, Velocity of gait  
キーワード：歩行，障害物，足圧中心，移動速度

## 1. 緒言

転倒はその結果として、時には高齢者の障害あるいは疾病に至る主要な原因のひとつである。先行研究によると、65歳以上の高齢者のうち、約1/3が転倒する可能性を潜在的に有しており、1年間に最低1回は転倒する事実が示された (Sattin 1992, Tinettiら 1988)。また、転倒事故の要因の中で、いくつかの特殊な条件における歩行運動が含まれていた。とりわけ障害物を越える際のつまずきと身体の平衡失調が高齢者の転倒

事故の二大要因である (Chouら 2001)。障害物をまたぎ越す場合、遊離足の移動距離が長くなるに伴って、片足支持期の時間も長くなる。障害物を越える条件では正常歩行よりも高度な動的バランス維持能力が要求される (渡部ら 1993, Austinら 1999)。

歩行運動においては、意図的に推進力をオンラインコントロールする機能が基本的に必要であると考えられた (Danionら 1997)。

先行研究では、障害物をまたぎ越す際の後続脚は、障害物を越す前に着地する位置 (後続脚の爪先から障害物までの距離) は障害物の高さに関係なく、ほぼ普通歩行の歩幅 (step length) の42-44%程度であることが明らかにされた (Chouら 1998)。Sparrowら (1996)の研究によると、先導脚が障害物をまたぎ越す際の複歩歩幅 (stride length) は、障害物の高さと同様に関係なく、

本論文は、課程博士候補論文を構成する論文の一部として、以下の審査委員により審査を受けた。

審査委員：渡部和彦 (主任指導教官)、稲水 惇、  
磨井祥夫、黒川隆志

普通歩行の複歩歩幅の78%であると報告されている。また、Bradshawら(2001)は、ヒトが障害物に近づく過程を分析した結果、足の運び動作は正確に調整されていることを認めた。ヒトは障害物をまたぎ越す以前に、正確に足の運びを調整しているものと考えられる。

最近では、足圧分布の測定を自然歩行状態で連続的に計測することが可能となった。この方法を用いて、Perry(1992)が定義した立脚期における足底部の機能の解析が可能である。足底部圧力分布の時空間的データから計算した足底部圧力中心点(COP:center of pressure)の移動軌跡は、直接的に身体のバランスおよび身体の移動パターンを反映するものと考えられる。

二足歩行において、足部は身体が地面との間に直接に関与する唯一の部位として、歩行運動中のバランスの維持と姿勢の調整において重要な役割を果たす。そこで本研究では、足圧分布測定法(パロテックシステム, Paromed社製)を用いて、障害物をまたぎ越す直前の足底部圧力中心の移動軌跡を連続的に分析し、その結果をもとに両脚の足底部における調節機能の特性を解析することを試みる。本研究で用いるパロテックシステムは従来のフォースプレートを用いた方法とは異なり、足底部の圧力分布の解析を可能とした。このような装置を用いて、障害物を越える際のCOPの移動軌跡の分析から障害物に対応したヒトの歩行運動における歩行運動制御特性に関する基礎的知見を得ることを目的とした。

## 2. 研究方法

### 2.1. 被検者

被検者は、とくに疾患を有しない健康成人7名(女性)であり、年齢 $23.6 \pm 3.1$ 歳、体重 $52.2 \pm 5.8$ kg、身長 $1.60 \pm 0.04$ mであった。各被検者には実験の目的および方法を十分に説明した後、実験への参加の同意を得た。

すべての被検者の利き足は右足であった。利き足は以下の方法によって、事前にテストで確認した(Sadeghiら 2000)。

- 1) ボールを蹴る側の足
- 2) 走り幅跳びで振り上げる側の足
- 3) 階段を登る時に一歩踏み出す側の足

利き足の判断は三つの条件を満たす必要があった。ただし、被検者の一人は二つの条件を満たす場合があり、それによって判断した。

### 2.2. 実験装置

ビデオ撮影(ビクター, TK-1270)は、被検者の踵部位(左右の踵骨突起部)に反射マーカを貼り付け、左側方より毎秒60フィールド、シャッタースピード1/250秒で行った。ビデオ撮影は歩行動作のモニターとして用いた。

本研究で用いたパロテックシステムは、足底部の荷重分布のデータを解析できるものであり、測定に際してはインソール(測定装置)を足底部に密着させた。インソールには24個の圧力センサーが装置され、それぞれのセンサーは約3mmの厚さであった。圧力センサーの分解能は最低 $0.25\text{N}/\text{cm}^2$ であった。圧力測定用のサンプリング周波数は100Hzとした。

インソールは2枚の綿ソックスの間に挿入し、被検者の両足部に装着した。踵とインソールとを固定するために、両面テープでインソールに貼り付けた。さらに、インソールと足部を固定するために、伸縮性のあるテープでソックスを巻きつけた。

### 2.3. 実験手順

歩行路は、実験室に設置した長さ10m、幅1mの木製のものであった。被検者には歩行路上での歩行に十分慣れた後に、被検者が日常行っている普通速度で三回歩いてもらった。

各種の高さの障害物(幅450mm厚さ20mmの木板)を進行方向と直交するように設置し、被検者に自然に歩いて板を越えるように指示した(図1)。その際、視線の位置や歩行速度については一切教示せず、「普段の生活の中で障害物を越えるように歩いてください」とだけ指示した。ただし、利き足である右足(先導足)で障害物を越えてもらうために、2~3回の練習によって歩き始めの位置を規定した。

規定した歩き始めの位置から歩行路の他端までの歩行を1試行とし、同一の高さで3回の試行を連続して行わせた。障害物をまたぎ越える前の足数が何歩目であるかは図1のように定義した。すなわち、後続脚と先導脚をStep 1, Step 2とし、後続脚と先導脚それぞれの一歩前の着地をStep 3およびStep 4とした。

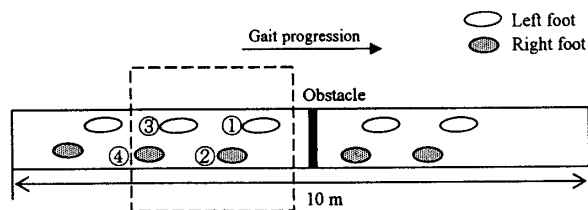


図1. 実験の構成

Note: ①, ②, ③, and ④ represent the steps when negotiating obstacles of different heights

本研究においては、障害物の板の高さは、被検者それぞれの身長5、10、15%の3種類に規定した。また、実験における歩行運動の試行はランダム順に行われた。

#### 2.4. データ処理

パロテックシステムによって測定された資料は、まずASCIIフォーマットに変換された。次に、変換されたデータはMatlab (バージョン6.1, Math Works社) で作成されたプログラムによって解析された。

Perryの定義(1992)に従って立脚期(stance phase)は4つの期間に分けられた(図2)。この区分方法は足圧分布の分析結果から可能である。すなわち、ロード反応期(loading response)、立脚中期(mid-stance)、立脚後期(terminal stance)と遊脚前期(pre-swing)である。それぞれの期間は足部の接地パターンによって定義された(Taiら1999)。ロード反応期は、踵着地から続く足底部が地面に接するまで(foot flat: 中足骨頭にあるセンサーから足圧値が出る瞬間)の期間である。立脚中期はロード反応期から踵が離れるまで(heel lift: 踵にあるセンサーの足圧値がゼロになる瞬間)の間である。立脚後期は立脚中期から反対脚の踵接地までである。そして、遊脚前期は立脚後期から同側の爪先離地までと定義された。

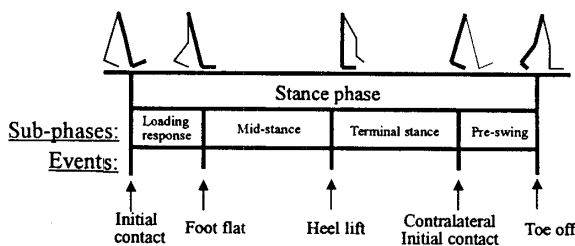


図2. 足部の接地パターンにおける立脚期の各期間の定義 (Perry J. 1992の定義による)

図3は立脚期における足部の接地パターンによって各期間の動作特性及び各期間のCOPの移動軌跡を示したものである。

本研究では、COPの位置座標により、立脚期における圧力中心軌跡から各区分された期間のCOPの移動速度を分析した。COPの連続する位置座標は、圧力センサーにより収集した荷重データを用いて、以下の式によって計算した(Kennethら2000)。

$$X_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i X_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i} \quad (1)$$

$$Y_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^n P_i A_i Y_i}{\sum_{i=1}^n P_i A_i} \quad (2)$$

(ただし、 $P_i$ :インソールにある24個の圧力センサーそれぞれの荷重データ、 $A_i$ :インソールにある24個の圧力センサーそれぞれの面積)

#### 2.5. 統計処理

歩行周期、立脚期、立脚期における各期間の経過時間およびCOPの移動速度について障害物の高さの差を検定するために、高さ(5、10、15%)×歩数(1、2、3、4)について対応のある二元配置の分散分析を行った。ここで交互作用が有意であった場合は各障害物の高さについて、その歩数目の単純主効果の分析を行い、交互作用が有意でなかったものについては歩数目の主効果を分析した。単純主効果あるいは主効果が有意であったものについて、LSD法によって多重比較を行った。なお、有意水準は5%とした。

本研究におけるすべての統計的検定の算出はSPSS (11.0J for Windows) を用いて行った。

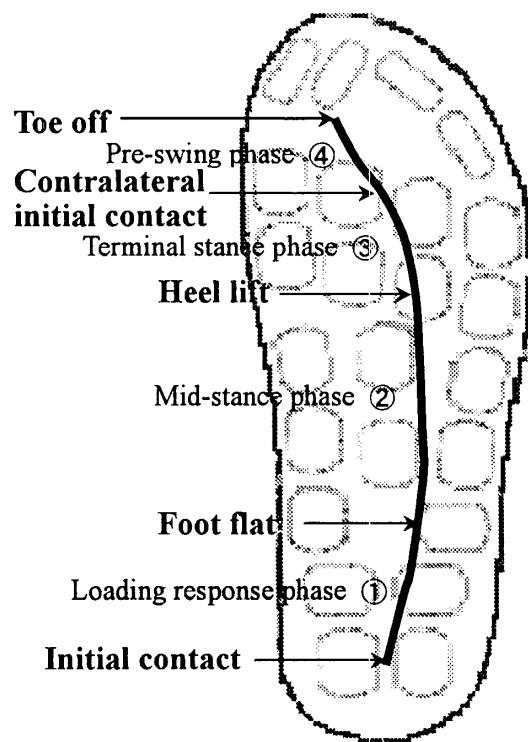


図3. 立脚期における足圧中心軌跡の各部位とパラメータの定義

### 3. 結果

#### 3.1. 立脚期について

表1は、各試行の立脚期の平均値と標準偏差を示したものである。立脚期には、障害物の高さ歩数目との間に交互作用の有意差 ( $P < 0.05$ ) が認められた。障害物の各高さについて歩数目の単純主効果分析の結果、いずれの高さの障害物においても、Step 1の立脚期がStep 2, 3, 4より有意に長かった。

#### 3.2. 立脚期における各区分での経過時間

表2は、立脚期の4つの区分における各歩数目のそれぞれの経過時間と立脚期全体に対する割合(パーセント)の変化量を比較したものである。

すべての区分における経過時間については、障害物の高さ歩数目との交互作用における有意差は認められなかった。ロード反応期では、障害物の高さ5%においてのみ各歩数目との間に有意差が認められなかった。高さ10%の障害物を越える際、Step 1の経過時間がStep 3とStep 4より有意に短かった。また、高

表1. 障害物を越える際の各歩数目における立脚期の比較(平均値と標準偏差)

	Step 4	Step 3	Step 2	Step 1	Significant difference ( $P < 0.05$ )
5%	0.58 (0.03)	0.57 (0.04)	0.56 (0.05)	0.64 (0.05)	Step 1 > Step 2, 3, 4
10%	0.59 (0.04)	0.57 (0.04)	0.57 (0.04)	0.69 (0.07)	Step 1 > Step 2, 3, 4
15%	0.57 (0.05)	0.57 (0.05)	0.57 (0.05)	0.74 (0.11)	Step 1 > Step 2, 3, 4

5, 10, and 15% represent 5, 10, and 15% of each subject's height

表2. 立脚期の4つの区分における経過時間と立脚期全体に対する割合(パーセント)の変化量の比較(平均値と標準偏差)

	Step 4	Step 3	Step 2	Step 1	Significant difference ( $P < 0.05$ )
<b>Loading response phase</b>					
5%	14.6(2.9)	14.7(3.1)	14.1(2.2)	12.2(2.1)	n.s.
10%	15.5(3.4)	15.0(3.0)	14.6(3.7)	11.8(0.9)	Step 4,3 > Step 1
15%	15.4(2.3)	14.8(2.4)	15.1(2.3)	10.4(1.7)	Step 4, 3, 2 > Step 1
<b>Mid-stance phase</b>					
5%	39.5(7.7)	42.2(10.8)	43.0(8.3)	41.8(4.0)	n.s.
10%	41.4(7.4)	40.5(7.6)	39.9(6.8)	39.0(7.0)	n.s.
15%	39.0(6.6)	40.7(8.2)	44.0(7.3)	41.5(8.9)	n.s.
<b>Terminal stance phase</b>					
5%	31.6(6.3)	31.8(11.2)	30.0(9.6)	32.7(7.1)	n.s.
10%	30.1(9.1)	31.4(6.9)	29.4(9.7)	34.9(5.6)	n.s.
15%	32.8(3.8)	30.8(7.1)	29.4(6.1)	36.0(7.3)	n.s.
<b>Pre-swing phase</b>					
5%	15.0(1.9)	14.4(1.7)	13.6(2.4)	12.5(2.4)	Step 4,3 > step 1, Step 4 > step 2
10%	14.5(2.4)	14.5(2.3)	13.1(2.7)	13.0(1.0)	n.s.
15%	14.4(2.3)	14.7(1.6)	13.5(1.7)	12.5(0.9)	Step 4,3 > Step 1

5, 10, and 15% represent 5, 10, and 15% of each subject's height

高さ15%の障害物を越える時、Step 1の経過時間は、他の経過時間より有意に短かった。立脚中期および立脚後期では、いずれの障害物の条件においても、この期間の経過時間には各歩数目との間に有意差は認められなかった。遊脚前期では、障害物の高さ5%についてはStep 1がStep 3とStep 4より短かった。Step 2の経過時間はStep 4より短かった。高さ10%の障害物については、歩数目との間に有意差は認められなかった。高さ15%の障害物については、Step 1の経過時間がStep 3とStep 4より短かった。

### 3.3. COPの移動速度

図4には、立脚期の各区分された期間におけるCOPの移動速度を示した。各図の横軸は歩数目を示す。縦軸は異なる高さの障害物における各歩数目それぞれのCOPの移動速度を示したものである。分析の結果、いずれの期間においても障害物の高さや歩数目との間に交互作用には有意差は認められなかった。

図4.1に示すように、ロード反応期では、COPの移動速度には障害物の高さおよび歩数目との間には差は認められなかった。すなわち、この区分期間において

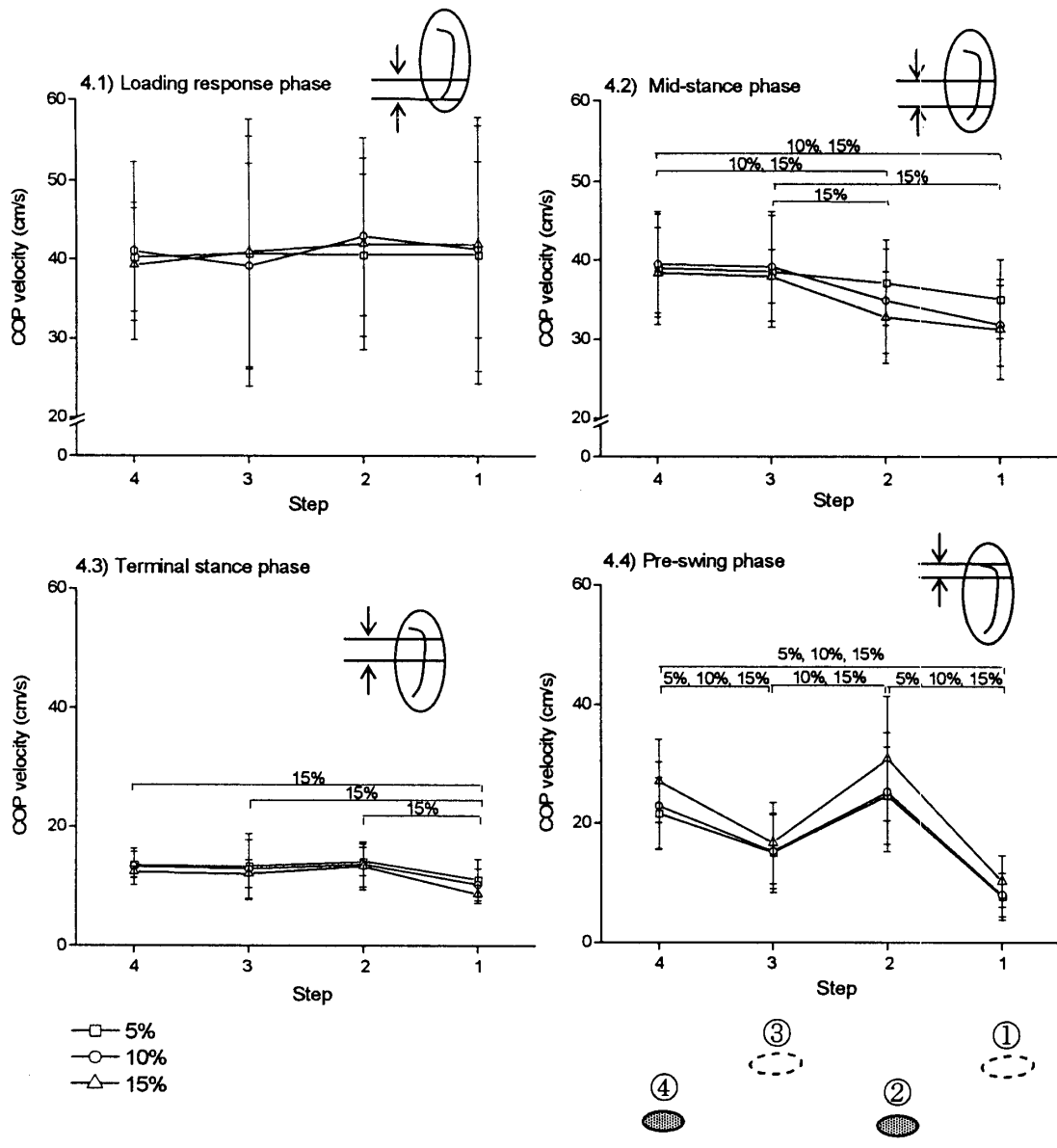


図4. 立脚期の4つの区分における足圧中心点の移動速度の比較

Note: Footprints indicate the trajectories of the center of pressure in each of sub-stance phase.

5%: Significant difference in the 5% obstacle height condition at  $P < 0.05$

10%: Significant difference in the 10% obstacle height condition at  $P < 0.05$

15%: Significant difference in the 15% obstacle height condition at  $P < 0.05$

COPの移動速度は障害物の高さや各歩数目には影響されることがわかった。

また、立脚中期、立脚後期および遊脚前期では、COPの移動速度には障害物の高さとの間に顕著な差は認められなかった。立脚中期(図4.2)では、COPの移動速度が歩数目との間に有意差がみられた( $P<0.05$ )。いずれの高さにおいても、障害物に近くなるほど、COPの移動速度は遅くなる傾向がみられた。障害物の高さ10%の条件におけるStep 4のCOP移動速度がStep 2, Step 1より有意に速かった( $P<0.05$ )。高さ15%の障害物をまたぎ越す際、Step 4とStep 3のCOP移動速度がStep 2とStep 1より有意に速かった( $P<0.05$ )。

立脚後期におけるCOPの移動速度の変化について図4.3に示した。立脚後期では、障害物の高さ5%と10%の場合、COPの移動速度は各歩数目との間に有意差は認められなかった。しかし、15%の高さの障害物を越える際は、Step 4, Step 3とStep 2のCOP移動速度はStep 1より移動速度が速く、有意差( $P<0.05$ )が認められた。

爪先離地までのCOP移動速度の変化は、遊脚前期の結果として示した(図4.4)。遊脚前期では、いずれの高さの障害物においても、Step 4のCOP移動速度はStep 3より速かった( $P<0.05$ )。また、Step 2のCOP移動速度もStep 1より速かった( $P<0.05$ )。遊脚前期では、いずれの高さにおいてもStep 4のCOP速度はStep 1より速かった( $P<0.05$ )。

## 4. 考 察

歩行は中枢(中脳)の制御機構が深くかかわっており、不随意的な要素が多いとされる。しかしながら、歩行の開始、停止、障害物に対しては、随意的な制御が関与する。歩行運動時の中枢神経系の機能に関与するものとしては視覚系(visual system)、平衡感覚系(vestibular system)、そして体性感覚系(somatosensory system)からの外部情報(環境)を獲得し、これらの情報を統合し、目的に応じて歩行中の姿勢、方向、速度などを制御すると考えられている(Winterら2000)。

歩行運動は、ヒトにおいてはその身体を移動させる際、両脚を交互に連続的に支持させながら行われる。足部は身体が地面との間に直接に関与する唯一の部位として、歩行運動中のバランスの維持と姿勢の調整において重要な役割を果たす。

土屋(1989)は、COPの移動軌跡を独自の方法で解析した。すなわち、圧力変化に直線的に依るシリ

コン素材を用いてピラミッド型の素子を並べたマットを作成し、足圧変化をピラミッド型の素子の変形度(面積)を床の裏面に反映させて連続的に撮影し、それをもとに画像解析により分析した。このような方法によって床反力の垂直力作用点の軌跡を解析した結果、足の支持期間は平均で0.57秒であることを明らかにした。また、踵着地の際、足底部全体の接地時間に対して比較的短いことと、足底部の前部の接地時間が比較的長いことをはじめ明らかにした。しかしながら、この方法では、オンライン計測による精度の高い解析結果を求めることには限界があった。すなわち、足底部の各部分の細かい運動の特徴を明らかにすることはできなかった。本研究では、パロテックシステムを用いたが、この測定方法は、前述のように、24個の圧力検出装置が内包されているインソール(測定装置)を用いるものであり画期的な装置といえよう。このインソールを足底部に密着して固定させることにより、正確に足底部の荷重データを得ることができた。

Patlaら(1997)の研究によると、ヒトが障害物をまたぎ越す際には足部の着地位置が障害物の高さに関係なく変わらなかったと報告した。また、Bradshawら(2000)は、ヒトが障害物に近づく過程を分析した結果、足の運び動作は正確に調整されていることを認めた。Hay(1988)の研究では、陸上競技の走り幅跳びの選手は、最後の跳躍の4, 5歩前に調整を行い、これには視覚情報が大きく関与することを指摘した。

本研究は障害物をまたぎ越す直前の足の運び方に対する足底部のCOPの移動軌跡を分析し、その結果から、移動時間および移動速度に関する知見を得ようとした。歩行運動時における足底部区分別の圧力変動の解析は、歩行運動の安定性や速度調節機構の解明には欠くことのできない重要な視点であると考えられる。以下に各区分別の特徴について考察する。

### 4.1. ロード反応期

ヒトは柔らかな皮膚と踵、また足の指関節の基部で形成する骨のアーチ構造などの構造的な部分と、接地時に関節を屈曲し衝撃吸収力を働かせる動作の組み合わせで、衝撃力の緩和をはかっている。ロード反応期のCOP移動速度は最初の足底部接地において、荷重を進行方向へ速やかに移動するという特徴を反映するものである。

本研究では、障害物を越える前の4歩目およびその後の3歩、2歩、1歩目までのデータのいずれの分析結果からみても、この区分期間のCOP移動速度の結果は、障害物の高さの条件が変化したにもかかわらず一定であることがわかった。これは、障害物を越える

際に、踵部分が関与するロード反応期では足底部における速度調節の制御が必要とされないためであると考えられた。

#### 4.2. 立脚中期

歩行周期における立脚中期には、足関節部が支持軸として体重を支持し、制動する。その過程において、足部の主たる機能は、体重の支持を行うと同時に、足を踏み込む際に身体重心位置を一度下降させる。図4.2に示すように、障害物を越える前に、COPの移動速度は障害物に近づくにつれて次第に遅くなる傾向がみられた。このことは、一種の外乱条件である障害物への対応策として、身体のバランスを確保するための調整が必要であるためと理解される。ヒトは、障害物に接近する際に、視覚情報を用いてより適切な足の位置決めと身体重心位置のコントロールを行っていると考えられる。Patlaら(1997)の研究では、ヒトは障害物に接近中の20%は障害物を見ている時間であることを明らかにした。視覚情報は障害物の高さ、障害物までの距離の判断および身体動作の調節など、障害物に対する安全な clearance を保障する。

障害物をまたぎ越える際に受ける生体への衝撃力吸収の制御も含め、予測的制御(フィードフォワード)による調節が必要である。ロード反応期には見られなかった速度調節作用が、この区間すなわち立脚中期で開始されることが示されたことは興味深いことである。立脚期の4つの区分における経過時間と立脚期全体に対する割合(パーセント)の変化量の比較結果からみると、立脚中期は立脚期において最も長い時期であることが明らかになった。障害物の高さに伴う歩行の速度変化は、ヒトはこの時期を利用し、障害物を越える際の姿勢バランス維持に貢献するための準備として働いていると思われる。

#### 4.3. 立脚後期

本研究では、この立脚後期のCOPの移動速度が足底部のすべての接地時期で、もっとも遅い値を示した。立脚後期には足前部が作用点となり、地面を踏み、蹴り出す。この期間の足部の主な機能は、立脚中期に一度下降した身体重心位置を再度上昇させ、さらに前方へ移動させる機能である。

障害物を越える際の後続脚(Step 1)は、いずれの高さでもCOPの遅い移動速度傾向を示した。また、障害物を越える先導脚(Step 2)は、いずれの高さでもCOPの速い移動速度傾向を示した。先導脚におけるこの事実は、次のように理解されよう。すなわち、歩行運動は、一定の歩行速度を保ってなされる。その

場合、歩行運動はある一定のリズム(テンポという場合もある)すなわち、歩行リズムで遂行され歩行速度が規定される。しかしながら、歩行運動中に障害物が設置される場合、先導脚は、障害物をまたぎ越えるために、空間的により長い距離を辿らねばならない。その場合、一定の歩行運動のリズムを保とうとするならばその足部の移動速度を速めなければならないと考えられる。このように、先導脚の速度調節は、この立脚後期に開始されるものと理解される。しかしこのことが、一般的な傾向として理解すべきかについては更なる検討が必要であろう。その理由は、このたびの被検者は、健康な成人(学生)であったからである。今回得られた結果は、これらの被検者の特性が影響していることも考えられるからである。例えば歩行運動能力の低下した、高齢者を被検者とした場合には、本研究の結果とは異なるものが得られるかもしれない。このことは興味深いことでもあり、今後の研究課題としたい。

また、本研究の被検者は、利き足を先導脚として障害物を越えたために、利き足と非利き足の差異がCOPの移動速度に影響を与えたとも考えられた。これに関しては、今後慎重に検討したい。

一方、後続脚における速度の低下傾向は、障害物をまたぎ越す場合には、視覚情報が得られないことが大きな理由であると考えられる。後続脚は、その安全な歩行遂行のため、先導脚とは異なる歩行戦略がこの立脚後期に現われたものと理解された。

#### 4.4. 遊脚前期

遊脚前期は歩行周期の変換の時期である。この期間においては、支持脚の爪先が離地する直前に、反対側の脚の踵着地が行われる。足部が最もわずかな面積で地面に接触する時期でもある。

遊脚前期では、いずれの高さの障害物においても、先導脚側のCOP移動速度が後続脚側より有意に速かった。自然歩行状態では、立脚期において、足部では、踵から中足骨頭へ、さらに第1指(母指)側へと接地する。後続脚は、障害物との間の距離が短いためそれに応じた制御を行う必要がある。すなわち、第1指の部分で最終的に離地する際の速度調節が行われる。遊脚前期の特徴は、図4.4に示されたように、立脚後期(図4.3)の先導脚の特徴がより強調され、また同様に、後続脚の特徴がより強調された結果を示した。歩行運動における足底部の接地部分が最終的に完了するこの局面では、先導脚のより速いCOPの移動により足部の速やかな障害物のクリアランスと安全な歩行のためのバランス調節のために後続脚の速度の遅延が認められたと考える。

## 5. まとめ

障害物をまたぎ越える前の歩行運動における足底部圧力中心 (COP) の移動軌跡を分析し、その結果をもとに左右両脚の足底部における COP の移動速度調節の特性を解析した結果以下の知見が得られた：

- 1) 障害物に近づく際に踵着地時期に相当するロード反応期では障害物の高さの違いによる COP の移動速度への影響は障害物をまたぎ越える直前の数歩前から影響されないことが明らかとなった。しかしながら、その影響は、立脚中期から現われ、それ以後の離地局面にまで現われる。とりわけ、遊脚前期においては、COP の移動速度の調節はより安全に障害物をまたぎ越えるためには、欠かせない要件であると思われた。
- 2) 先導脚と後続脚との COP 速度の違いが現われたが、その理由は障害物をまたぎ越える条件での歩行運動では、視覚情報処理が影響したものと理解された。
- 3) 先導脚、後続脚の特徴が COP の速度解析から明らかとされた、一般的な歩行速度調節に関する基礎的な知見を得ることが出来た。

## 【文 献】

Austin GP, Garrett GE, Bohannon RW (1999): Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait Posture*, **10**, 109-120.

Bradshaw EJ., Sparrow WA. (2000): The speed/accuracy trade-off in human gait control when running towards targets. *J Appl Biomech*, **16**, 331-342.

Chou LS, Draganich LF. (1998): Increasing obstacle height and decreasing toe-obstacle distance affect the joint moments of the stance limb differently when stepping over obstacle. *Gait Posture* **8**, 186-204.

Chou LS, Kaufman KR, Brey RH, Draganich LF (2001): Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait Posture* **13**: 17-26.

Danion F, Bonnard M, Paihous J (1997): Intentional on-line control of propulsive forces in human gait. *Exp Brain Res* **116**: 525-538.

Hay JG (1988): Approach strategies in the long jump. *Int J Sport Biomech* **4**: 114-129.

Kenneth JC, Lisa SS, Marcus PB (2000): Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. *Gait Posture* **12**: 128-133.

Parotec System instruction manual, Paromed Medizintechnik GmbH. 1997: Neubeuern, Germany.

Patla AE, Vickers JN (1997): Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? *Neuroreport* **8**: 3661-3665.

Perry J (1992): Gait analysis: normal and pathological function, SLACK Inc, Thorofare.

Sattin RW (1992): Falls among older persons: a public health perspective. *Annu Rev Public Health* **13**, 489-508.

Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H (2000): Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* **12**: 34-45.

Sparrow WA, Shinkfield AJ, Chow AJ, Begg RK (1996): Characteristics of gait in stepping over obstacles. *Hum Mov Sci* **15**: 605-622.

Tai RH, Nam JP, Min SI (1999): Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. *Gait Posture* **10**: 248-254.

Tinetti M. E, Speechley M., Ginter SF (1988): Risk factors for fall among elderly persons living in community. *New Engl J Med*. **319**, 1071-1077.

土屋和夫 (1989) : 臨床歩行分析入門, 医師薬出版株式会社, 104.

渡部和彦, 宮川健 (1993) : 高齢者の歩行調節機能に関する研究 - 障害物を越える際の歩行動作に着目して -. *体育科学* **21**: 239-247.

Winter JM, Crago PE (2000): Biomechanics and neural control of posture and movement. Springer. New York.

(主任指導教官 渡部和彦)