

## 本学学生の歩行に関する運動特性

佐々木 敏  
蓑内 豊  
三宅 章介  
角田 和彦  
小池 貴行

## 目次

- ・はじめに
- ・研究方法
- ・結果
- ・考察
- ・まとめ

## I. はじめに

歩行運動は本学体育実技授業において基本運動種目の中で展開してきた。この授業の目的は、人の歩行の重要な特性である健康運動としての強度を理解させることである。さらに高度に自動化された神経生理学的機構による歩行運動を実体験を通じて理解させることである。一般に規則性のある歩行運動の評価にはパワーなどの動力学的パラメータが優れている (Lelas, al., 2003)。一方、歩行の体重支持期における大腿骨内転に伴う中殿筋の作用など筋肉と骨格の力学的作用の理解も重要である (McLeish, Charnley, 1970)。さらに運動形態学的な動作の相違が腰部や膝関節および足関節の整形外科的な障害発生の原因となり得る (Charnley, 1968)。本学の体育実技授

業では安全教育上、傷害の発生を回避することはもとより、人が生涯を通じて関わり合う歩行運動の運動学的なパラメータを同定し、歩行運動が内在する運動技術への理解も重要なねらいの一つである。技能の習得は合理的な運動習慣の獲得過程で達成されることである。また、運動時の姿勢制御に関わる大殿筋や中殿筋などの活動は、大腿部の2関節筋群の活動との相互作用を持ち歩行技術に影響する (Merchant, 1965)。筋活動は歩行姿勢や運動の個性を生み出すが、慢性的習慣的に偏向する筋力は障害発生に関係する (Merchant, 1965)。運動の個性と歩行運動との合理的な関係を明らかにすることが重要である。姿勢を保持し同時に運動を起こす筋は習慣的な活動負荷も高いが、不活動筋は抑制される (Abrahamson, al., 1985)。中殿筋は歩行の立脚時にバランス保持に貢献し、振り出された大腿の安定にも貢献する。したがって歩行に対する運動学的観察や工学的視点からの観察が歩行運動を理解するために重要である。本学の体育実技授業では、運動の力学的背景や生理学的背景を基礎とし、ビデオを用いて学生各自の歩行動作を観察させ、歩行動作の問題点や改善点を理解させている。

運動としての歩行の特徴は2足が同時に体重支持期を持つことである (Breakey, 1976)。

キーワード：歩行、運動学分析、画像解析、力量計計測、デジタルフットプリント

運動形態学的な分析では着床時の膝関節角度に運動特性が現れる (佐々木, 2002)。歩行では足の着床期とその後の体重支持期に脚部に最大の負荷が発生する (角田, 1999)。したがって、歩行運動を観察し運動学的な示唆を得ることは、運動指導に重要な意味を持つ。われわれは本学の学生を対象とし、歩行の運動学的、力学的分析により歩行の動的特性や立脚期の負荷特性を明らかにすることを目的に本研究を実施した。

## II. 研究方法

対象は本学学生24名とした。測定は本学体育館に歩行距離15mの歩行路を特設し、この上を自然な歩様で歩くように指示しその歩行を記録した。特設歩行台には AMTI 社製の

0.49m<sup>2</sup>の力量計を設置し、更にその上に圧力シートを設置した。圧力信号をトリガーとして毎秒120フレームでビデオ撮影を行った。撮影範囲は中心の7.5 m から前後2.5 m ずつ5 m とした (Or-Surgeons, 1965)。分析の空間的な校正には3次元 DLT 法を応用した2次元射影変換法で校正した。重心の測定に関して、身体を18部位のフリーボディーダイアグラムを作成し、合成法により重心を決定した。画面校正法は3次元データ校正法を2次元平面校正法へ応用したものである (佐々木 他, 2002)。校正は3次元空間処理を行い、2つの射影平面を同定した (Andriacchi, al., 1979)。この処理では床面と平行な射影変換校正平面が決定でき、この面に垂直な校正点を基に射影変換平面を計算できる。さらにこの処理の

表1 3つの歩行形態についてそれぞれの歩行率, 歩行長, 側圧測定における内足踵母指球線 (A線) と外足踵小指球線 (B線) の角度, 各身体部位の角度, 関節角度3方向の床反力, ベクトル角度を示した。

	unit	Gate Styles						ANOVE p
		Heel mean	Contact SD	Semi-heel mean	Contact SD	Whole mean	Sole Contact SD	
Kinematica Parameters								
Stride rate	(Hz)	1.02	0.07	1.02	0.06	1.04	0.04	(ns)
Stride	(m)	1.34	0.09	1.31	0.10	1.20	0.10	0.010
Velocity	(m/s)	1.37	0.12	1.35	0.15	1.24	0.10	(ns)
Double support phase	(%)	24.1	2.5	25.0	1.4	27.5	0.9	0.004
Segment Angle								
Sole	(deg)	14.1	2.0	9.8	2.4	7.1	3.1	0.000
Shank	(deg)	111.5	2.6	109.6	2.9	106.4	2.8	0.003
Thigh	(deg)	117.0	3.7	118.3	2.7	117.6	1.5	(ns)
Jont Angle								
Ankle	(deg)	97.3	2.5	99.8	4.9	99.3	2.8	(ns)
Knee	(deg)	174.5	2.4	171.3	2.3	168.8	2.9	0.000
Foot Print								
A line	(deg)	-5.8	2.2	-5.3	4.4	-2.6	5.9	(ns)
B line	(deg)	10.0	2.5	9.4	3.4	13.0	5.5	(ns)
Reaction Force								
Vertical Force								
F1	(N)	625.5	80.6	619.4	114.5	575.7	54.2	(ns)
F2	(N)	408.8	74.1	421.7	63.1	420.7	35.6	(ns)
F3	(N)	582.3	73.4	590.7	91.3	567.8	29.3	(ns)
Horizontal Force								
Disaccelerate phase	(N)	-105.2	22.0	-94.7	28.4	-78.0	7.4	(ns)
Accelerate phase	(N)	113.7	18.9	103.4	15.0	99.0	14.2	(ns)
Force Vector Angle								
Disaccelerate phase	(deg)	81.5	1.8	83.3	2.0	83.5	0.8	0.026
Accelerate phase	(deg)	81.9	1.5	82.9	1.2	82.4	1.5	(ns)

特徴は任意の直線方向への移動平面を決定することができる。さらに任意の運動平面上に校正面を決定できる利点を有する (Krag, 1981)。

### Ⅲ. 結果

画像により着床時の歩行動作形態を観察した。佐々木らの分析法 (2002) に従えば歩行動作は2つに分類できるが、今回は足関節の

背屈と底屈の状態からその中間的運動形態を分類し分析対象とした。したがって分類は、踵着床型 (Contact), 足底全体着床型 (Whole sole contact), それと中間型 (Semi-contact) の3つである。踵着床歩行群が11名, 足底全体着床歩行群が8名それと中間型歩行群が5名であった。

この分類で歩行率, 歩行長, 速度と同時に着床時の関節角度などの運動学的パラメータと3方向の床反力などの力学的パラメータの平均値と標準偏差を表1に示した。

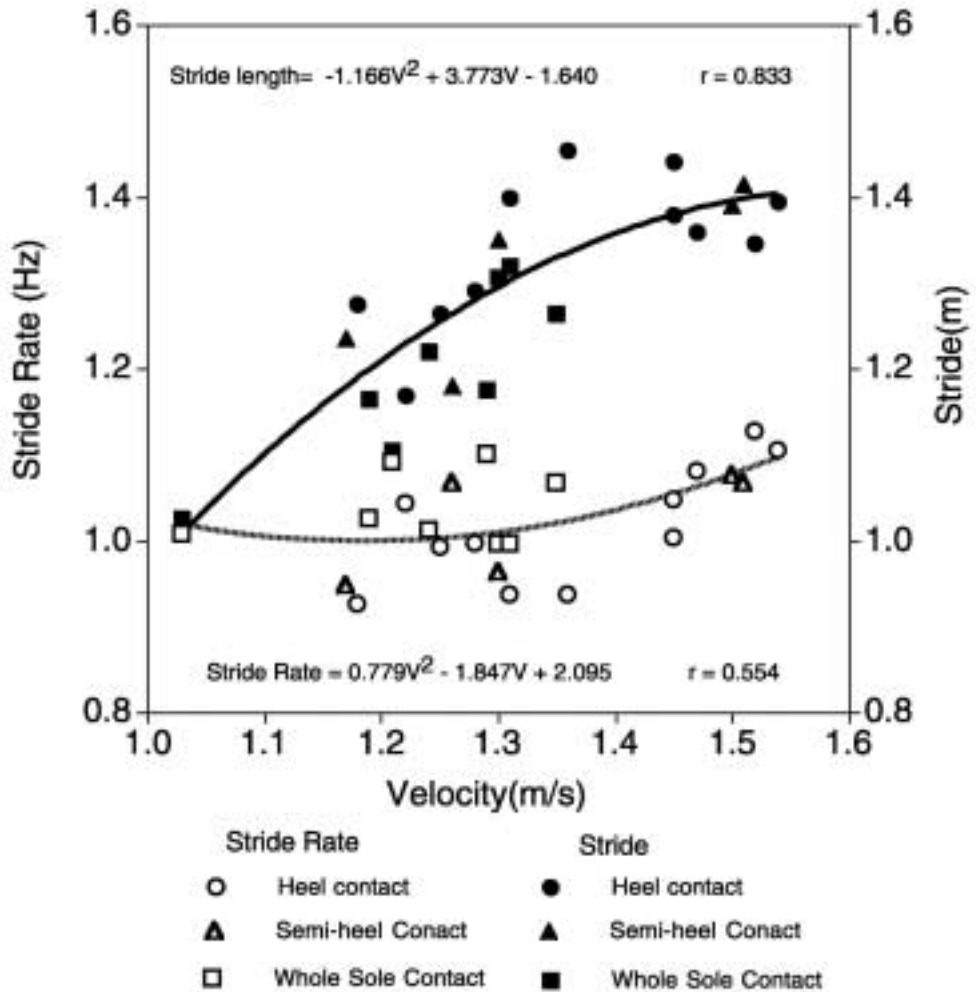


図1 歩行速度に対する歩行長, 歩行率の関係を示した。図中の式は回帰式。  
左縦軸：歩行率(Hz)  
右縦軸：歩行長(左縦軸；歩行率(m))

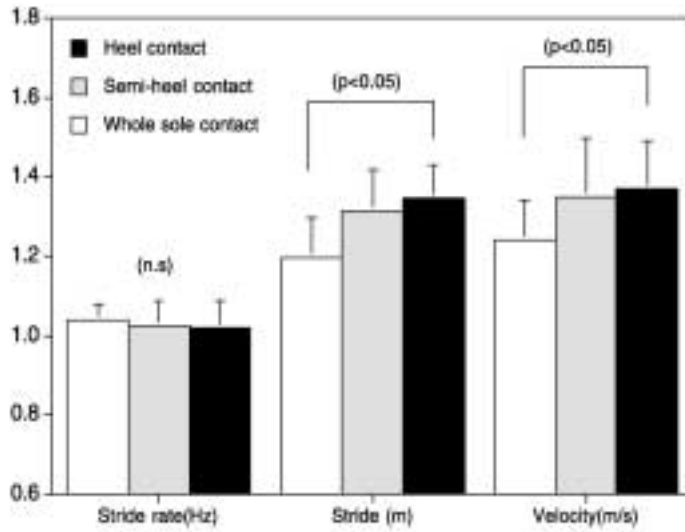


図2 歩行長，歩行率それと水平方向の平均速度。  
縦軸：単位のない値で，各項目に単位を示した。

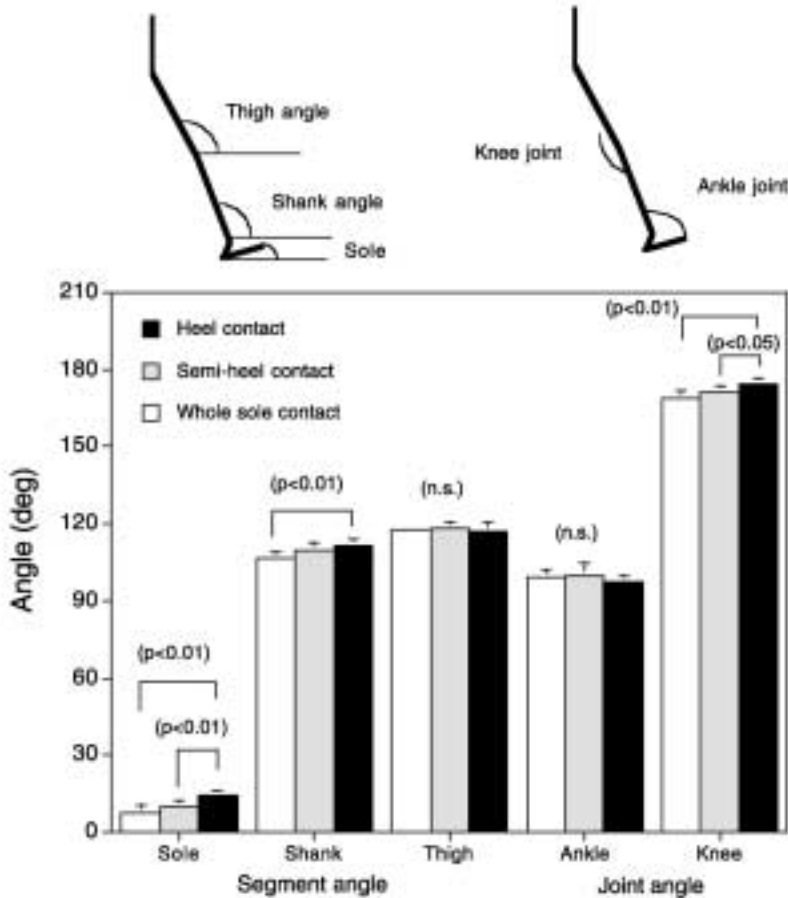


図3 下肢の各部位の角度および足関節と膝関節の角度

歩行速度と歩行率及び歩行長

本研究の速度データは速度の経時変化ではなく、各自の自由な歩行速度（ほぼ等速度）を記録したものである。速度の範囲は1 m/sから1.6m/sであった。速度との関係を観察するため Luhtanen (1978) らの走の分析法に従い、歩行速度に対する歩行率及び方向長との関係を求め、これを図1に示した。2つの回帰分析を観察すると、ある時点までは歩行長を増加させることで速度上昇があり、歩行率の上昇での歩行速度の増加は歩行長の増加率が減少し始めたところから上昇する関係を示した。図2は3種類の動作形態における歩行長、歩行率、速度を分類された歩行タイプ毎に対比して示した。速度はベクトルであるのでスピードだけでなく運動の方向も示す(Cook, T. M., 1981)。ここでは運動の状態を把握することを意図して速度量について示した。歩行速度に関して踵着床歩行群が足底全体着床群よりも有意に大きい ( $P<0.05\%$ )。さらに歩行長の平均値は踵着床歩行群が足底全体着床群よりも有意に大きい ( $P<0.05\%$ )。この結果はLuhtanen (1978) らの移動速度に

対するストライド率及びストライド長との関係「走速度の増加はまずストライド長の増加で発生する」と言う分析結果に合致する傾向を示した。一方、歩行における両足支持の比率は足底全体着床群で有意に大きい ( $p<0.05\%$ )。

着床時の下肢の各部位の角度と関節角度

下肢の各部位の角度および関節の角度は歩行形態を特徴付けるものである(佐々木, 2002)。3つのグループの平均値では足底部の角度と下腿角度に有意な差が認められた。踵着床歩行群の足底角度が14.1度に対して、足底全体歩行群では7.1度と有意に小さい ( $p<0.01\%$ )。踵着床歩行群の下腿角が111.5度に対して足底全体歩行群の下腿角度は106.4度と有意に小さい ( $p<0.05\%$ ) が、大腿角度に関しては差は認められなかった。

関節角度に関しては足関節角に差は認められないが、膝関節角については踵着床歩行群の平均値は174.5度で、足底全体歩行群の膝関節角度の平均値168.8度に対して有意に大きい。 ( $p<0.01\%$ )。

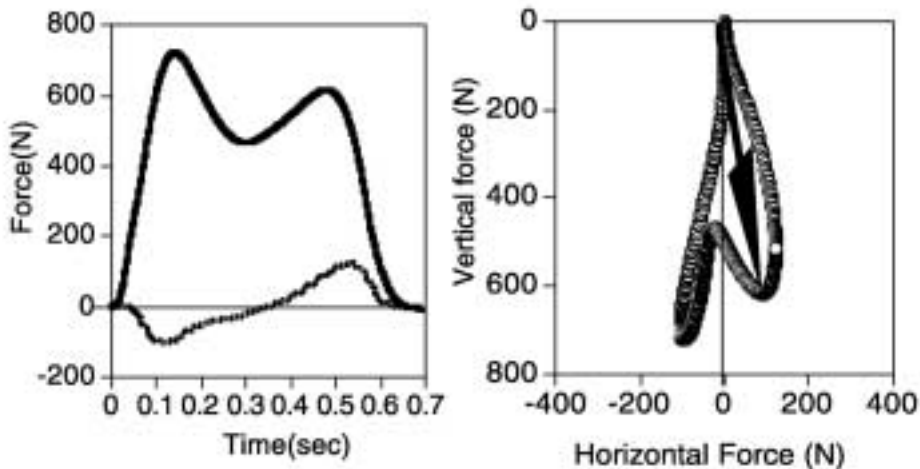


図4 踵着床歩行の床反力変化、左側に2方向の床反力量(垂直方向と前後方向(正方向は進行方向で、負方向は後方を示す))の経時変化を示し、右側に垂直平面における反力の変化を示した。

床反力

足圧分布から計算した内足角度 A と外足角度 B に関しては有意な関係は認められなかった。また、足圧分布上を通過する重心移動経路には多様性が認められ分類した歩行形態の特性を反映していなかったために分析の対象とはしなかった。

速度は与えられた力の結果生じる力学量なので、力の記録が運動形態を反映する。運動形態の異なるそれぞれの群の代表的な例を図4から図6に示した。踵着床歩行を図4に、中間歩行を図5、足底全体歩行を図6に示した。それぞれの図の左側に床反力量の垂直方向と前後方向（正方向は進行方向で、負方向は後方を示す）の時間変化を示し、右側に垂直水平平面における反力の変化をリサージュ図の形で示した。

垂直方向の床反力は着床から離床までの間に同様な変化をした。この区間で生じる着床に起因する最初の極大値をF1、極小値をF2、離床時に生じる極大値をF3とした。各歩行群間に有意な差は認められなかった。しかし極大値F1の平均値は踵着床群で625.5N、中間型歩行群で619.4Nで標準偏差はそれぞ

れ80.6と114.5Nと大きい、足底全体歩行群の平均値575.7N（標準偏差54.2）よりも大きい。また、水平方向の床反力に対して着地時を減速局面（負の変化が生じる）とし水平反力が正の値を取る点から離床までを加速局面とし、その最大値と最小値について検討した。平均値は減速面での平均値は、踵着床歩行群の値が - 105.2N、中間型歩行群が - 94.7N、足底全体歩行群が - 78.0Nであり、踵着床歩行群の減速反力が大きい傾向を示したが、歩行群間の平均値に有意な差は認められなかった。

そこで垂直方向と前後方向の力の最大値が示すベクトル角（図4から図6の右側の図中に示される矢印の角度）の平均値を検討した。その結果、減速局面の力のベクトル角度の平均値は踵着床歩行群で81.5度、足底全体歩行群の力のベクトル角は93.5度で有意な差が認められた（ $p<0.5\%$ ）。しかし加速局面の力のベクトル角に関して差は認められなかった。

IV. 考察

歩行速度と歩行長、歩行率との関係

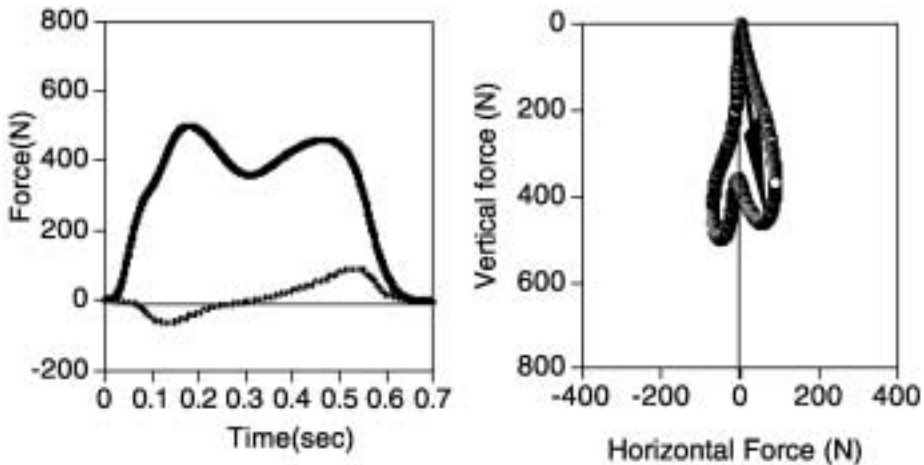


図5 中間型歩行の床反力変化、左側に2方向の床反力量(垂直方向と前後方向（正方向は進行方向で、負方向は後方を示す）)の経時変化を示し、右側に垂直水平平面における反力の変化を示した。

運動学的な分析において歩行速度と歩行長や歩行率との関係は、それぞれの被験者が個々に任意のスピードで歩いた結果が、ランニングの運動解析結果の持つ関係と類似していた点が興味深い。個体のランニングスピードの変化は速度の増加に伴いストライド長が増加しストライド長が限界となるとところでストライド率が上昇する。踵着床歩行群の歩行速度の平均値は1.37m/sで標準偏差は0.12であったが、それぞれの回帰曲線上に配置されている傾向があった。しかし、足底全体歩行群の歩行の平均速度は1.24m/sで標準偏差は0.1と比較的遅い速度であった。中間歩行群は標準偏差が0.15と最も大きく、平均値は1.35m/sであった。有意な差は認められないが踵着床歩行群と中間型の歩行群が高い速度である。このことは歩行長が有意に大きいことでも理解される(図2)。また、一問歩における両足支持期の比率は、足底全体歩行群が最も大きい。2足支持では静的な安定が高くなるため、この歩行形態は歩行率を増加させにくいと考えられる。

動作の特徴と身体角度(下腿角と膝関節角)  
各歩行群の動作の特徴を観察すると、踵着

床歩行群では足関節の背屈の存在が運動の特徴である。これは足底の角度で表現されるはずである。本研究における足底角度はそれぞれの歩行形態間で有意な差が認められた( $p < 0.01\%$ 水準)。また、歩行長の大きさも歩行形態を特徴づけているが、歩行長の大きさは下腿の振り出し動作に起因するはずである。足底全体歩行群では下腿の振り出しが小さく、着床時の下腿角106.4度に対して、踵着床歩行群の振り出し角度は111.5度と約5度程の有意な違いであった。また、それぞれの歩行群間の大腿と下腿で構成される膝関節角度にも有意な違いが認められた。これはまた、先行研究と同じ結果であった(佐々木, 2002)。これに対して大腿角度には差はない。これは全ての歩行形態に共通し、歩行の動作の主体が大腿部の動きで形成されることを示していることに他ならない。したがって、身体を中心に近い部位の動きは全てのタイプに共通し、末梢の身体部位の動きに個性や相異が生じると考えられる。

解剖学的には大腰筋や腸骨筋による大腿の振り出し運動が起り、引き続く下腿の振り出しは大腿四頭筋の活動と同時に前脛骨筋や

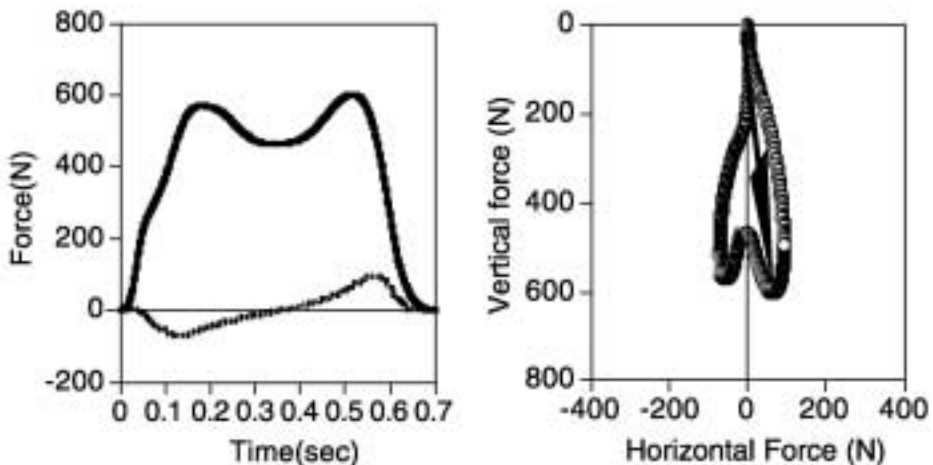


図6 足底全体着床歩行の床反力変化、左側に2方向の床反力量(垂直方向と前後方向(正方向は進行方向で、負方向は後方を示す))の経時変化を示し、右側に垂直水平平面における反力の変化を示した。

腓骨筋などによる足関節の背屈があるはずである。踵の着床時には足関節の固定を図るために下腿三頭筋の伸張性の収縮が起こるはずである。下腿三頭筋の腓腹筋は大腿骨に起点を持つために、膝関節の伸展は腓腹筋の伸張性収縮を助長するはずである。しかし、下腿の振り出しがなければ腓腹筋は伸張性収縮とはならず、むしろヒラメ筋と前脛骨筋、腓骨筋との協働筋活動となる。したがって運動に対する筋の活動機序に違いが見られるはずである。このことに関してはEMGなどの測定によって今後明らかにする必要がある。

#### 力の伝達性—筋生理学的考察—

下腿の振り出し動作から連続する踵の着床衝撃は、大きな反力を生み出すと予測できる。力学的に着床脚の突っ張り動作に伴い床反力が回転の反力を生じさせ、この力は股関節の水平回転のモーメントに変換され得るので、反対脚の振り出し動作を助長すると予測される。一方、足底全体での着床動作は股関節を中心とした足部までの回転半径が相対的に小さくなり、衝撃緩衝能には優れると考えられる。しかし、床反力は大腿骨に対して膝を突き上げるモーメントに変換され、ここで生じた回転モーメントは股関節屈曲を誘導すると考えられる。したがって、股関節の上下方向の回転に変換されると考えられる。

#### 床反力と歩行の推進力

床反力は支持脚に対しての力ではあるが、身体運動の結果である。したがって、反対脚で生じた振り出し運動はそのまま前後方向の力や上下方向の力に加算されて表現されるはずである。踵着床歩行群の加速局面における前後方向の反力の平均は113.7Nと大きく、有意さは認められなかったが足底全体歩行群の平均99Nよりも明らかに大きい。しかし、この差は歩行スピードに反映されるはずである。なぜならば、反対側の大腿部の振り出す回転スピードに応じて加速が生じ、ここで生

じた力が床反力に表れるからである。運動は反対足の踵着床まで続くので歩行スピードは反対側の脚部の振り出しスピードに影響される。これに対して、足底全体歩行の加速局面での前後方向の力の平均値は100N以下である。股関節の上下方向の運動は床反力の変化に影響するが前後方向の力への変換は少ない。前後方向の力の発現は支持脚の膝関節伸展に依存すると考えられる(図6)。また、膝関節屈曲での着床は大腿骨の後方回転トルクを生じやすく、股関節の屈曲が生じやすいため、伸展は起こりにくく、体重支持は大腿四頭筋の単関節筋群への負荷が相対的に増大すると考えられる。

筋活動に関しては今後の筋電図解析等で明らかにする必要があるが、膝関節屈曲を伴う着床と膝関節伸展での着床の相異は組織的な筋力発現の相異の結果である。つまり、歩行形態の違いは運動への理解の違いで、運動イメージの相異であることを示唆している。運動の学習には変更すべき運動への理解と実践が重要である。しかし、異なる運動の学習には新たな組織的な筋活動による運動イメージの形成が必要である。足底全体歩行は大腿四頭筋の単関節筋群への依存度の高い歩行と考えられるが、踵着床型歩行はむしろ下腿の2関節筋である腓腹筋や、大腿四頭筋群の大直筋、ハムストリングスなどの2関節筋の活動への依存度が高いと考えられる。これらの2関節筋群は踵着床で生じた床反力を反対脚の振り出しや股関節の水平内旋を誘導するモーメントの伝達に貢献する歩行形態と言える。

## V. まとめ

本研究はバイオメカニクス分析法により歩行の動的特性や負荷特性を明らかにすることである。歩行は人間の基本的な行動様式の一つでしかも周期的な運動である。本研究は足の着床時の動作に着目し、画像解析と床反力、



フットプリント測定を試みた。着床時の動作は踵着床歩行と足底全体歩行それと中間型の3種類に分類された。歩行と速度との関係では、動作区分と関係なく歩行速度の上昇が歩行長の増加で起こりその後の速度上昇は歩行率の上昇に因ることが明らかとなった。踵着床歩行は歩行長が大きく歩行速度も大きい。歩行動作は着床時の膝関節角度、下腿角度、足底の角度によって特徴付けられる。踵着床歩行の特徴は、膝関節角度と下腿の角度が大きいこと、着床時の床反力が大きくしかも離床時の力も大きい。

[参考文献]

- (1) Abrahamson M.A., Skinner H.B., Effeney D.J., Wilson L.A., "Prescription options for the below-knee amputee" a review, *Orthopedics* 8:210-220, 1985.
- (2) American Academy of Orthopaedic Surgeons, "Joint Motion-Method of Measuring and Recording" American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1965.
- (3) Andriacchi T.P., Hampton S.J., Schultz A.B., Galanti J.D., "Three-dimensional coordinate data processing in human motion analysis" *J Biomech Eng* 101:279-283, 1979.
- (4) Breakey J., "Gait of unilateral below-knee amputees" *Orthot and Prosthet* 30:17-24, 1976.
- (5) Charnley J., "The recording and the analysis of the hip joint." *Clin Orthop* 58:153-164, 1968.
- (6) Krag M.H., "Quantitative techniques for analysis of gait" *Automed* 6:85-97, 1981.
- (7) Lelas J.L., Merriam G.J., Riley P.O. and Kerrigan D.C., "Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed." *Gait and Posture*, 17:106-112, 2003.
- (8) Luhtanen P and Komi P.V., "Mechanical energy states during running" *Eur J*

*Appl Physiol Occup Physiol*. 38:41-48, 1978

- (9) McLeish R.D., "Charnley J.: Abduction forces in the one-legged stance", *J Biomech* 3:191-209, 1970
- (10) Merchant A.C., ".Hip abductor muscle force. An experimental study of the influence of hip position with particular reference to rotation." *J Bone Joint Surg* 47A:462-476, 1965.
- (11) 佐々木 敏, 角田 和彦, 小池 貴行, "足底着床時に見る歩行の運動特性", 北星学園女子短期大学紀要: 38 巻, 205-212, 2002.
- (12) 角田 和彦, "高齢者の歩行の運動学的特徴", 北海道大学教育学部修士論文, 1998.

[あとがき]

本研究は北星学園大学特別研究費補助金による研究「本学学生の歩行に関する運動特性と代謝効率の研究」である。内容の一部は2002年の北海道体育学会にて発表した。また今回は残念ながら代謝測定に関する研究成果をまとめることができなかった。しかし、歩行は生涯を通じた人の課題であり、最適な歩行形態に対する体育からのアプローチは今後益々必要とされるはずである。学生から高齢者まで発展させた歩行研究の今後に期待されたい。

[Abstract]

## Motion Characteristics of the Gait of Students of Hokusei Gakuen University

Tsutomu SASAKI  
Yutaka MINOUCHI  
Shousuke MIYAKE  
Kazuhiko TSUNODA  
Takayuki KOIKE

Walking is the most basic movement for human beings. It is characterized by periodic movement of two feet supporting the body's weight. The purpose of this study is to clarify kinematical characteristics of students' gaits. Ground reaction forces and digital footprints were recorded during the standing phase of the stride. The gait of twenty-four students was analyzed with a 120 frames-per-second video camera. A three-dimensional image analysis theorem and a projective transformation method were used for data analysis. The natural gaits of the twenty-four students were classified into three types according to their movement. The first type is represented by a movement of the heel contacting the ground first. The second, the whole sole contact type, is represented by the whole sole of the foot contacting the ground. The third, the semi-heel contact type, is represented as an intermediate type of stride. Gait velocity increases with increased stride length and stride rate. Some kinematical results of the analysis which are significantly large include the velocity, stride length, and knee and lower foot angles. These characterize the types of heel contact. In addition, the heel contact type produces larger reaction forces than other aspects of the gait, including both the contact and release.

---

Key words : Gait, Kinematical characteristics, Video Analysis, Force, Digital Footprint