(6)

速度変化に伴いヒトの歩行がどう変わるか

(帝京大学) 木村 賛・神谷正明

1. はじめに

速度の変化に伴ってヒトの歩み方がどのように変わるかについては多くの研究者が興味をもち、いろいろな報告をしてきている。歩幅(本文では2ステップを1歩としてこの距離をいう)やCadence(歩調,ここでは1歩時間秒単位の逆数をとる)と速度との関係についてはGrieve and Gear¹⁾(1966)が幼児から成人までの成長に沿って調べているし、小祝²⁾(1961)は体の上下動と関連させて報告している。この矢状面に投影した体各部位の動きの速度による変化は仕事量やエネルギーを算出する目的でCavagnaがその共同研究者とともに詳しく調べている(Cavagna, et al., 1963³⁾, 1966⁴⁾, 1976⁵⁾, 1977⁶⁾)。体節の回転についてはMurrayが共同研究者と多数の成人, 老人, 障害者歩行において矢状面上ばかりでなく水平面上においても測定している(Murray, et al., 1964⁷⁾, 1969⁸⁾, 1971⁹⁾)。足底力と速度との関係はさきに著者らも報告しているが(遠藤・木村¹⁰⁾, 1971; 木村・遠藤¹¹⁾, 1970), これには前後方向, 左右方向分力の大きさに誤りがある。またAndriacchi, et al.¹²⁾(1977)が足底力と速度との多数資料による相関を発表しているが, これも図の数値(Fig. 5, Y 2)に疑問がある。

これらの報告のうえにあえてここに速度変化についての資料を発表するのは次の目的による。第1に足底力と体移動という異なる測定手段による同時記録資料を提出し, これらの間の関係を考察することが目的である。同時測定記録についてはわれわれもすでにいくつかの発表を行なっている(遠藤・木村¹⁰⁾, 1971; Yamazaki, et al.¹³⁾, 1979)ほかにも報告がある(例えばCavagna and Margaria⁴⁾, 1966)。しかし同時記録で詳しく報告されているものは例数が少ないこと

が多い。とくにモデルや実験式の報告には1例ないし数例の実験例によるものがしばしばみられる。そこで第2の目的として多数例の資料について報告したい。われわれは本報告の被験者以前に他の測定手段によって数十名の被験者の歩行を調べてきたが, そこに認められる個人差の大きさは驚くばかりのものがある(例えば, 遠藤ら¹⁴⁾, 1969 参照)。これからみると1例ないし数例で実験式をたてた精密な報告の数値はそれ自体は意味があるとしてもあまりに整いすぎている。また同一個人のひきつづいて行なわれた歩行においてさえも, 足のあげ方, 肩のふり方など微妙に異なることが多い。障害者歩行などを観察しても, ヒトは習熟によって大きな可塑性をもって歩行しうると考えられる。正常な青年においてこれらの変異の幅がどのようなものであるかをとくに速度変化について数値をもって報告したいと考える。

2. 被験者と実験方法

被験者は日本人成人男性9名, 同女性9名, 計18名である。男女の数は同数にそろえた。年齢がすべて20代の青年を用いた。女性はすべて体育系大学学生である。男性は8名が通常の学生, 1名は大学教員である。被験者の体重などは表1に示す。

被験者は上下タイツに木綿くつ下, または半ズボン(男子2例のみ)のみの服装とした。歩行台は幅約1m, 長さ約5mの水平な木製のものである。最初に被験者本人が普通に歩く速度と考えるはやさで歩き, ついでこれより速いはやさ, 遅いはやさでの歩行を行なった。最後にジョギングを行なった。

運動の測定法として足底力, 体移動, 筋電図の三種同時記録を行なった(図1)。足底力は歩行台中央に設置された上下(V), 前後(S), 左右(T)3方向

表 1 被 験 者

平均 ± 標準偏差, 最大-最小値		男		女	
n		9		9	
年 齢	年	23.4 ± 1.9,	26-21	21.8 ± 1.3,	25-21
体 重	(kg)	62.8 ± 7.0,	73.5-56.0	54.9 ± 5.8,	67.0-50.0
身 長	(mm)	1667.1 ± 45.1,	1729-1600	1560.6 ± 23.7,	1595-1520
下 肢 長	(mm)	866.6 ± 42.5,	921-779	796.2 ± 36.7,	852-748

図 1 記録装置ブロックダイアグラム。スティックピクチャー撮影の際はシグナルライトを用いず 35 mm カメラのみ用いる。

分力測定用の床反力計（総合計装 TR 61200）によってはかった。20 Hz 以上の成分はローパスフィルターにより切りすてたうえで電磁オシログラフに記録した。実測例を図 2 に示す。足底部の踵と親指とに接触スイッチをとりつけ接地期の記録をとるとともに、同期信号として用いた。

矢状面に投影した体移動の記録は歩行台側方約 11 m 離れた位置から、25 Hz の回転シャッターと 35 mm カメラとを用いたスティックピクチャーにより行なった。男子 2 例のみは 48 fr/sec の 16 mm シネカメラによって記録した。肩関節肩峰 (Acromiale), 股関節回転中心 (Hip joint), 膝関節回転中心 (Knee joint), 足首の距腿関節回転中心 (Ankle joint), 第 5 中足骨遠位端 (Metatarsale fibulare) の 5 ヵ所に標点をつけてその移動をみた。鉛直軸と大腿軸とのなす角を大腿角 (Thigh angle), 大腿軸と下腿軸のなす角を膝関節角 (Knee angle), 下腿軸と距腿関節-第 5 中足点とのなす角を足首関節角 (Ankle angle) として測定した。

歩行の記録は歩行開始から少なくとも 4 ステップ以上たったときの着地時から次の同一足の着地時まで（これを 1 歩と本文ではよぶ）の間をとった。

表面電極を左右脚 4 個ずつ計 8 個とりつけ筋電図を求めたが、この結果は定量化した取り扱いに難があるため本報告ではふれない。またジョギングは例数が少なく、歩行台の長さ制限による制約があるため、副次的にのみ取り扱う。

これらの総合記録の 1 例を図 3 に示す。足底力はす

図 2 足底力実測例。女性普通速度。

べて体重で基準化して示す。長さの単位を基準化するには、身長を用いる方法と下肢長を用いる方法とに一長一短があるため、本文では絶対値をもって示した。

3. 結果と考察

3.1 速度をどのように変えるか

歩むときの速度をはやめるには、1) 歩幅を増す、2) 1 歩時間を短くする、すなわち Cadence を増す、3) 両者をともに増す、のいずれかをしなければならない。経験的には 3) の両者を増すことで速度が増しているようであるが、歩幅と Cadence のどちらによ

図3 女性普通歩行例.

略号は以下のとおり. d.f.: 背屈, p.f.: 底屈, Tib. ant.: 前脛骨筋,
Gast.: 腓腹筋, Rect. fem.: 大腿直筋, Bic. fem.: 大腿二頭筋長頭,
W: 体重.

り重みがかかっているかを検討した.

まず, 歩幅, Cadence, 速度の三者の分布を調べておいた. 実験は連続した速度分布で行なわれたものではなく, 普通, 速い, 遅いの三種の速度をとらせているからである. 検定を行なうと, 18名被験者群, および男女別々9名ずつの被験者群のどの群においても正規分布の仮定を否定できない. 今後は正規分布をしているとの仮定のうえで話をすすめる.

歩幅, Cadence とともに歩行速度とは高い正の相関を示す (図4, 表2). 男女別, 速度別にみても同じ結果である. 歩幅と Cadence の間には全体としてみれば相関が認められるが, 速度がはやい部分では直線回帰をしなくなる. 速度を増すときには歩幅と Cadence と両者が増すと考えられるので重相関をとって見たとき, 基準相関係数は Cadence 0.688, 歩幅 0.331 で比が 2.08 と Cadence の方が高い. したが

ってこの被験者群においては速度を増すとき歩幅よりも Cadence を大きな要因として増している傾向をもつ.

直線回帰よりも log-log に回帰した方がより相関が高い. Grieve and Gear¹⁾ (1966) はイギリス人とみられる資料で平均身長 1.65m のとき Cadence を速度の関数とみて (われわれと異なる考え方である) log-log 回帰を求めている. この曲線のたち上がり方はわれわれのものより急である. 遠藤¹⁵⁾ (1980) による世界各地都市における歩行サイクル測定結果では, 舗装路面上での通常歩行においては Cadence の地域による差は認められない. 速度を変えるときについての資料がないため, 別の被験者群, とくに先の例¹⁾ のように人種民族が異なるときに, 本報告と同じとみなせるかどうかは断言できない.

接地時間は速度が増すと双曲線を描いて減少する.

表 2 速度との相関.

相関の型: I) $y=a+bx$, II) $y=ax^b$. *: $pr<0.01$, **: $pr<0.001$.

x	y		全 体		男		女		遅	普 通	速
			II)	I)	I)	I)	I)	I)	I)	I)	I)
相 関 の 型		n	270	270	135	135	93	88	89		
歩 長 (m)	速 度 (m/s)	a	0.604	-1.689	-1.832	-2.337	-0.658	-0.381	0.083		
		b	2.550	2.257	2.277	2.852	1.261	1.278	1.186		
		r	0.894**	0.860**	0.948**	0.864**	0.790**	0.824**	0.640**		
Cadence (s ⁻¹)	速 度 (m/s)	a	1.357	-0.372	-0.681	-0.295	-0.008	-0.366	-0.168		
		b	1.329	1.756	2.157	1.611	1.204	1.735	1.350		
		r	0.963**	0.941**	0.958**	0.964**	0.728**	0.752**	0.708**		
Cadence (s ⁻¹)	歩 長 (m)	a	1.361	-0.311	-0.300	-0.960	0.101	0.765	1.367		
		b	0.372	0.958	0.891	1.531	0.504	0.169	-0.083		
		r	0.708**	0.681**	0.833**	0.774**	0.522**	0.251	0.086		
速 度 (m/s)	相対接地時間 (%)	a		67.35	66.83	67.76	68.78	68.47	66.51		
		b		-2.13	-2.12	-2.05	-3.85	-3.03	-1.62		
		r		0.446**	0.449**	0.450**	0.288**	0.386**	0.197

図 4 歩幅 (左) および Cadence (右) と速度. 上図分布図の + 字は普通, 丸は速いまたは遅い歩行を示す. 下図細線は直線回帰線, 太線は log-log 回帰線. 縦小線: 平均値.

回帰式は $xy=0.856$ と得られる. 1歩時間で基準化した相対接地時間は歩行の定義どおり必ず 50% 以上の値を示し, 走行 (この場合はジョギング) とははっきり異なる (図5, 表2).

個人により普通と考える速度は違っており, これに従って実験で行なわれたより速い速度, より遅い速度の範囲も異なる. この被験者群においては 1.18-1.40 m/s の範囲は普通速度のみを示す. 普通速度歩行の平均値も, 全歩行の平均値もこの範囲内に入っている. Cavagna, et al.⁵⁾ (1976) が単位移動距離当り外的仕事が最小になると述べた 4 km/hr (1.11 m/s) の速度はこの範囲の下限付近である. また江原¹⁶⁾ (1980) が諸文献よりまとめ, エネルギー的ならびに生理的な変曲点とした 3~4 km/hr (約 0.8~1.0 m/s) と 7~8 km/hr (約 1.9~2.2 m/s) は, 本被験者群が示した全普通速度の下限と上限の付近にあたる. すなわちこれらは本実験においても一種の変化点にあたるようである.

3.2 足底力

足底力は速度が変わるとパターンが異なる (図6).

上: 接地時間. 下: 1歩時間で基準化した相対接地時間. 白丸はジョギング. (他の記号は図4をみよ)

図5 接地時間の速度による違い.

速度の主な要因である Cadence と極値との関係については先に報告^{10),11)} がある. 下方分力は通常は着地後第1の極大値 (V_1) を示し, 一脚支持期には極小値

図6 速度による足底力の違い. 上より下方分力, 前後方向分力, 左右方向分力.

(V_2)を示し、離地前に第2の最終極大値(V_{last})をむかえる。下方への最大値は V_1 または V_{last} であり、速度が速くなると多くは V_1 が最大となる。速度が遅くなると一脚支持期にも極大値が表われ極大値の数が増すことが多い。走るときには1つの極大値のみを示す。高速で歩くとき最終極大値がほとんどなくなる例もまれにある。前後方向分力は着地直後の二脚支持期に前方へ制動の極値(S_f)を示し、一脚支持期にその向きを変えて、離地前の二脚支持期に後方へ駆動の極値(S_b)を示す。左右方向分力は着地直後内側(右足では左側)への大きな極値を示し、後は波うちながら外側へむいている。離地直前に再び一度内側へむくことが多い。

表3、図7、8に極値についてのわれわれの測定結果を示す。下方最大値、制動および駆動極値、外方最大値(T_0)はどれも速度と正の相関を示す。また下方分力の第1極大値は正の、第1極小値は負の相関を示すが、最終極大値は相関を示さない。この最後の相関はAndriacchi, et al.¹²⁾(1977)では正の値をとってお

り、この点はわれわれの結果と大きく異なる。他の日本人の被験者群における同様の検討においても、われわれのみるかぎりこの相関はないかまたは有意であるとしても傾斜の値がきわめて小さい。

図7、8をみて気づくように、極値の値は一樣に変化しているわけではない。制動極値、下方第1極大値、下方第1極小値においては約1m/sの速度、制動極値、駆動極値、下方各極値では約1.8m/sの速度付近に変曲点がみられる。この速度はさきの変化点の位置に近い。遅い、普通、速いの三者を別個に計算してみると、前後方向分力極値はいずれも速い速度では相関をもっていない。下方第1極大値は遅い速度では相関がなく、第1極小値は速い速度のとき相関がない。一般に速い速度では分散が大きくなる。

下方分力の極値の数は遠藤・木村¹⁰⁾(1971)が検討したように、体全体の振動系として、1歩時間ないし接地時間の長さに関係しているようである。およその傾向としては、歩行において最終極大値がなくなるのは接地時間の短いときに限られ、三峰以上の極大値が

表3 分力極値の速度との相関。

相関の型： $y=a+bx$, x : 速度 (m/s). * : $pr<0.01$, ** : $pr<0.001$.

分力極値(w)	n	全 体 270	男 135	女 135	遅 93	普 通 88	速 89
V_{max}	a	0.811	0.731	0.879	1.003	0.704	0.843
	b	0.311	0.384	0.246	0.077	0.385	0.299
	r	0.865**	0.909**	0.856**	0.301*	0.674**	0.603**
S_f	a	0.0200	0.0672	0.0742	0.0411	-0.0566	0.2820
	b	0.0986	0.1088	0.0881	0.1163	0.2089	-0.0196
	r	0.713**	0.759**	0.682**	0.638**	0.738**	0.114
S_b	a	0.1524	0.1248	0.1760	0.0847	0.0680	0.2515
	b	0.0597	0.0884	0.0331	0.1295	0.1378	-0.0002
	r	0.591**	0.805**	0.388**	0.731**	0.783**	0.004
T_0	a	0.0483	0.0723	0.0293	0.0335	0.512	0.0108
	b	0.0213	0.0143	0.0248	0.0415	0.0192	0.0405
	r	0.265**	0.143	0.626**	0.189	0.093	0.321**
V_1	a	0.725	0.646	0.793	1.005	0.513	0.767
	b	0.353	0.430	0.281	0.010	0.504	0.336
	r	0.858**	0.911**	0.834**	0.037	0.713**	0.608**
V_{last}	n	266	135	131	93	88	85
	a	1.089	1.043	1.132	1.010	1.014	1.217
	b	-0.012	0.030	-0.053	0.057	0.077	-0.094
	r	0.061	0.148*	0.272*	0.222	0.182	0.214
V_2	n	266	135	131	93	88	85
	a	1.104	1.145	1.067	1.057	1.249	0.693
	b	-0.268	-0.306	-0.231	-0.178	-0.395	-0.045
	r	0.853**	0.893**	0.817**	0.781**	0.839**	0.130

図7 足底力極値の速度による違い。上から下方分力最大値、制動力極値、駆動力極値、外側分力最大値。右：回帰直線、細線は全体、太線は普通、遅い、速いの各速度別。（他の記号は図4をみよ）

図8 下方分力極値の速度による変化。上から第1極大値、最終極大値、第1極小値、最終極大値、したがって極小値のない歩行が4例ある。（記号は図7をみよ）

認められるのは接地時間の長いときである。多数の極大値があるときその値は小さく、1つのみのときは大きい。また第1以外の極大値が最大値となるのは遅い速度のうちの上限、すなわち先の変曲点1m/s付近の速度においてのみである。

3.3 体の矢状面内の動き

下肢関節角の1歩中の最大運動域を図9、表4に示す。大腿角は歩行速度が増すと運動域が有意に増す。これはどの速度部位でもいえる。膝関節角は全体とし

表 4 下肢関節角運動域.

相関の型: $y=a+bx$, x : 速度 (m/s). *: $pr<0.01$, **: $pr<0.001$.

y (度)		全 体	男	女	遅	普 通	速
	n	270	135	135	93	88	89
大 腿 角	a	33.1	30.0	35.7	28.8	26.5	19.2
	b	6.14	9.41	3.09	12.7	10.5	13.3
	r	0.500**	0.621**	0.385**	0.430**	0.388**	0.601**
膝 関 節 角	a	58.6	56.7	60.2	51.3	46.9	63.1
	b	2.00	3.66	0.52	10.3	11.7	-1.1
	r	0.180*	0.275*	0.059	0.350**	0.477**	0.053
足首関節角	a	33.1	31.2	35.2	41.8	35.4	17.1
	b	1.04	1.75	0.15	-8.0	-1.5	9.7
	r	0.075	0.122	0.011	0.239	0.053	0.338*

図 9 1 歩中の下肢関節角最大運動域の速度変化.

ては正の相関をもつが、細かくみれば高速になると相関がない。一方足首関節角は速い速度では正の相関をもつが、全体としてはばらつきが大きく相関しない。

各関節位置の上下動距離はいずれも速度が増すと大きくなる (図 10, 表 5)。しかし股関節点を除いては高速では増加しなくなる。股関節点は体重心位置に近い。体の上下動より上下方向仕事を計算すると速度とともに増す範囲があるが (Cavagna⁴⁾, 1966), この傾向は本結果からもうなずける。

3.4 体の動きと他の要素との関係

体重心の上下動と足底力下方分力とは当然に関係があると考えられる。上のように体重心位置に近い点

図 10 体各関節部位の上下移動量の速度による変化.

として股関節点を取り、この最大移動距離と下方分力最大値との相関をみると、比較的速い速度では正の相関があるが、遅いときには相関が認められない (図 11, 表 6)。これは 1 つには前頭面上における股関節の回旋によって、この点は体重心位置と別に上下しうからであろう。すなわち遅い歩みのとき、片側の股関節をほとんど上下せずに歩く場合と、大きく上下動するときとがある。観察によればこれは個人的な特徴としてあるばかりでなく、同一個人の連続した歩行においても両者がみられる。

ヒトの歩行の推進力は主として下腿三頭筋の働きによっている (Yamazaki, et al.¹³⁾, 1979)。この場合推進力は足首関節の大きな底屈のみで行なわれているわ

表 5 上 下 動.

相関の型: $y=a+bx$, x : 速度 (m/s). *: $pr<0.01$, **: $pr<0.001$.

y (cm)		全 体	男	女	遅	普 通	速
Acrominale	n	270	135	135	93	88	89
	a	3.22	3.32	3.20	1.78	2.40	6.20
	b	1.24	1.97	0.44	2.81	1.99	-0.40
	r	0.335**	0.524**	0.242*	0.395**	0.233	0.054
股 関 節	a	1.77	1.43	2.09	1.35	0.89	2.18
	b	1.86	2.55	1.18	2.34	2.59	1.60
	r	0.621**	0.760**	0.598**	0.435**	0.455**	0.295*
膝 関 節	a	2.62	1.93	3.22	1.87	1.55	2.45
	b	2.91	3.77	2.09	3.77	3.84	2.92
	r	0.706**	0.790**	0.673**	0.598**	0.426**	0.210
足 首 関 節	a	13.88	14.20	13.67	11.08	14.31	14.63
	b	1.28	1.72	0.75	4.55	1.22	0.75
	r	0.322**	0.419**	0.271*	0.446**	0.134	0.108
Metatarsale fibulare	a	6.44	6.31	6.62	-0.58	1.29	7.22
	b	2.42	3.35	1.43	11.17	6.37	1.74
	r	0.489**	0.649**	0.432**	0.866**	0.528**	0.226

表 6 体の動きと分力の相関.

相関の型: $y=a+bx$. *: $pr<0.01$, **: $pr<0.001$.

x	y		全 体	男	女	遅	普 通	速
股関節上下動 (cm)	$V_{\max}$ weight	n	270	135	135	93	88	89
		a	0.886	0.799	0.905	1.066	1.081	1.085
		b	0.0800	0.0927	0.0816	0.0003	0.0333	0.0604
		r	0.667**	0.734**	0.560**	0.005	0.332*	0.663*
膝関節角運動域(度)	S_b (W)	a	0.0134	-0.0017	0.0832	0.0721	0.0143	0.1038
		b	0.0036	0.0040	0.0022	0.0020	0.0038	0.0024
		r	0.395**	0.484**	0.233**	0.334*	0.535**	0.283*
足首関節角運動域(度)	S_b (W)	a	0.2400	0.2003	0.2770	0.2471	0.2536	0.1777
		b	-0.0002	0.0013	-0.0012	0.0003	-0.0001	0.0004
		r	0.031	0.173	0.189	0.042	0.012	0.078
大腿角運動域(度)	歩長 (m)	a	0.503	0.599	0.514	0.678	0.854	0.684
		b	0.0203	0.0187	0.0193	0.0128	0.0125	0.0183
		r	0.653**	0.683**	0.512**	0.601**	0.524**	0.754**

けではない。足首関節の最大運動域は推進分力最大値と関係なく(表6), 速度ともあまり相関がない(表5)。推進力はむしろ膝関節運動域と正の相関を示す(図12, 表6)。膝関節最大屈曲はけり出し後に表われ、速度が速いほど鋭く曲げられる。一方、膝関節最大伸展は普通より遅い歩き方では着地直前に表われることが通常である。速い歩き方では、股・膝関節はかなり屈曲したまま着地することが多い。これは主として大きな上下分力、制動分力のショックに対する姿勢と考えられる。この時期は下腿三頭筋のうちの二関節筋である腓腹筋が最大に働いた直後にあたる。腓腹筋の働きに関しては、他の筋の作用とあいまって、足首関節単独ではなく膝・足首両関節への影響を考える

べきであろう。

歩幅の大きさと大腿角度の最大運動域との間にはどのような速度においても正の相関が認められる(表6)。経験的な感覚と一致して、歩幅をひろげて速度を増そうとするときは股関節を大きく動かすことで可能となる。

3.5 男 女 の 差

全データの平均値と標準偏差値を表7に示す。男女の間には身長の違いを考慮に入れても若干の差がみられるところがある。一般に力の大きさは女性で小さい傾向がある。これは男性の一般的筋力の強さによるものであるかどうか、ここではなんともいえない。重相関を歩幅・Cadence と速度との間にとったとき、男性は

図 11 股関節点上下動と最大下方分力極値との相関。
太線は全体の、細線は上から速い、普通、遅い
速度の各回帰直線。

歩幅と Cadence の基準相関係数の差が少ない。すな
わち速度を増すとき歩幅も Cadence もどちらでも増
す。これと大腿角運動域における男性の女性と比べて

図 12 膝関節角最大運動域と推進力極値との相関。
回帰直線は、T：全体、Q：速い、N：普通、
S：遅い速度。

の増し方が他の角と比べより大きいことは関連するこ
とかもしれない。

4. ま と め

歩行の速度変化を 20 代 18 名 270 の実験例について
調べた。まず速度変化をきたす歩幅と Cadence の変

表 7 測定値平均値と標準偏差。

	全 体	男	女	遅	普 通	速
n	270	135	135	93	88	89
歩 長 (m)	1.341±0.179	1.401±0.188	1.281±0.148	1.181±0.112	1.364±0.117	1.487±0.150
Cadence (1/s)	0.974±0.252	0.947±0.201	1.001±0.293	0.697±0.109	0.996±0.078	1.243±0.146
速 度 (m/s)	1.338±0.471	1.359±0.451	1.318±0.489	0.831±0.179	1.361±0.181	1.845±0.278
相対接地時間 (%)	64.50±2.25	63.95±2.14	65.05±2.23	65.58±2.40	64.35±1.42	63.51±2.28
分 力 (W)						
V_{max}	1.228±0.169	1.253±0.191	1.202±0.140	1.067±0.046	1.228±0.103	1.396±0.138
S_f	0.2027±0.0651	0.2151±0.0649	0.1902±0.0631	0.1377±0.0327	0.2277±0.0512	0.2458±0.0476
S_b	0.2323±0.0475	0.2450±0.0497	0.2197±0.0418	0.1923±0.0318	0.2556±0.0379	0.2511±0.0475
T_0	0.0768±0.0379	0.0918±0.0454	0.0619±0.0194	0.0679±0.0393	0.0774±0.0374	0.0856±0.0350
V_1	1.197±0.193	1.230±0.214	1.164±0.165	1.013±0.048	1.199±0.128	1.387±0.154
V_{last}	1.073*±0.093	1.084±0.090	1.063*±0.094	1.058±0.046	1.119±0.077	1.043*±0.123
V_2	0.748*±0.147	0.729±0.155	0.767*±0.136	0.909±0.041	0.712±0.085	0.610*±0.097
関 節 角 (度)						
大 腿	41.3±5.8	42.8±6.9	39.8±3.9	39.3±5.3	40.9±4.9	43.8±6.2
膝	61.3±5.3	61.7±6.0	60.8±4.3	59.9±5.3	62.9±4.4	61.1±5.6
足 首	34.5±6.5	33.5±6.5	35.4±6.5	35.2±6.0	33.3±5.2	35.0±7.9
上 下 動 (cm)						
Acromionale	4.88±1.75	5.99±1.70	3.77±0.88	4.11±1.28	5.11±1.54	5.46±2.07
股 関 節	4.27±1.41	4.89±1.52	3.64±0.96	3.29±0.96	4.41±1.03	5.14±1.51
膝 関 節	6.52±1.94	7.06±2.16	5.98±1.52	5.01±3.29	6.78±1.63	7.84±1.82
足首関節	15.60±1.88	16.54±1.86	14.66±1.35	14.85±1.83	15.98±1.65	16.01±1.92
Metat. fib.	9.68±2.33	10.86±2.34	8.50±1.61	8.70±2.32	9.95±2.18	10.44±2.14

* : n ; 全体, 266 ; 女, 131 ; 速, 85.

わり方, ついで速度に伴う足底力極値, 下肢関節角, 下肢関節位置上下動の変化を測定した.

歩速はどちらかといえば Cadence を増すことによって速くなっている. 足底力は速度と相関をもつことが多いが, 約 1.0 m/s, 約 1.8 m/s の2ヵ所に変曲点をしばしばもつ. 足首関節角運動域以外の下肢関節角運動域と関節位置上下動とは速度と正の相関をもつ. 股関節上下動と足底力下方分力極値, 膝関節角と推進力極値との間には相関がみられる.

これらの資料は狭い実験室内で行なわれたという心理的制約のあるものである. また女性被験者に明らかでなかったよりがある. しかしながらここに示された変異と相互関係については, 今後の参考となろう.

参考文献

- 1) D.W. Grieve and R.J. Gear; "The Relationships between Length of Stride, Step Frequency, Time of Swing and Speed of Walking for Children and Adult", *Ergonomics*, 5-9, (1966), 379-399.
- 2) 小祝達男; 正常成人の各種歩度歩行および駆足のバゾグラム, 日整会誌, 35-1, (1961), 1-42.
- 3) G.A. Cavagna, F.P. Saibene and R. Margaria; "External Work in Walking", *J. Appl. Physiol.*, 18, (1963), 1-9.
- 4) G.A. Cavagna and R. Margaria; "Mechanics of Walking", *J. Appl. Physiol.*, 21, (1966), 271-278.
- 5) G.A. Cavagna, H. Thys and A. Zamboni; "The Sources of External Work in Level Walking and Running", *J. Physiol.*, 262, (1976), 639-657.

(6) 速度変化に伴いヒトの歩行がどう変わるか 79

- 6) G.A. Cavagna and M. Kaneko; "Mechanical Work and Efficiency in Level Walking and Running", *J. Physiol.*, 268, (1977), 467-481.
- 7) M.P. Murray, A.B. Drought and R.C. Kory; "Walking Patterns of Normal Man", *J. Bone and Joint Surg.*, 46-A, (1964), 335-360.
- 8) M.P. Murray, R.C. Kory and B.H. Clarkson; "Walking Patterns in Healthy Old Men", *J. Gerontology*, 24-2, (1969), 169-178.
- 9) M.P. Murray, D.R. Gore and B.H. Clarkson; "Walking Patterns of Patients with Unilateral Hip Pain due to Osteo-arthritis and Avascular Necrosis", *J. Bone and Joint Surg.*, 53-A, (1971), 259-274.
- 10) 遠藤萬里, 木村 賛; 歩行における足底力の観察, 第2回バイオメカニズムシンポジウム前刷, (1971), 121-134, バイオメカニズム学会.
- 11) T. Kimura and B. Endo; "Some Observations on the Dynamics of the Human Walking", *Proc. 19th Jap. Nat. Congr. Appl. Mech.*, (1970), 3-7.
- 12) T.P. Andriacchi, J.A. Ogle and J.O. Gaiante; "Walking Speed as a Basis for Normal and Abnormal Gait Measurements", *J. Biomechanics*, 10, (1977), 261-268.
- 13) N. Yamazaki, H. Ishida, T. Kimura and M. Okada; "Biomechanical Analysis of Primate Bipedal Walking by Computer Simulation", *J. Human Evolution*, 8, (1979), 337-349.
- 14) B. Endo, A. Takahashi, M. Tomita and T. Kimura; "Principal Pattern of the dynamic Change in the Force of Human Foot during Walking", 人類誌, 77-1, (1969), 1-14.
- 15) 遠藤萬里; 戸外における歩行者の歩行サイクル速度, 人類誌, 88, (1980), 187.
- 16) 江原義弘; 移動運動とエネルギー消費(4), バイオメカニズム学会誌, 4-4, (1980), 36-40.