

中高年者における歩行動作の特徴

Gait characteristics in middle-aged and elderly adults

道 用 亘*	小坂井 留美*	安 藤 富士子*
下 方 浩史*	布 目 寛幸**	池 上 康男**
Wataru DOYO*	Rumi KOZAKAI*	Fujiko ANDO*
Hiroshi SHIMOKATA*	Hiroyuki NUNOME**	Yasuo IKEGAMI**

PURPOSE: This research was to describe the kinematic and kinetic characteristics of walking in community-dwelling middle-aged and elderly Japanese. Sex differences and relationships between walking variables and age were estimated. **METHODS:** Subjects were community-dwelling males and females (n=2075) aged 40—82yrs who participated in the 2nd wave examination of the NILS-LSA (National Institute for Longevity Sciences — Longitudinal Study of Aging). The subjects were asked to walk over force platforms (at 1200Hz) while being videotaped at 60Hz. They were asked to walk with two paces; comfortable and brisk walking. Direct linear transformation method was used to obtain 3-dimensional coordinates of feet, shanks, thighs and torso. Walking velocity, step length, step frequency, temporal components (support time, swing time, cycle duration, single support time, double support time) and motions at lower extremities (total ranges of flexions and peak torques at hip, knee and ankle joints in sagittal plane) during 1 cycle of walking were calculated. Student t-test and Pearson's correlation coefficients were utilized to assess the sex differences and relationship between walking variables and age. Statistical analyses were performed on SAS (SAS Institute Inc, Cary, NC, USA) version 8.2. **RESULTS:** Student t-test showed that sex differences were observed in almost all the variables ($p < 0.01$, $p < 0.001$) except walking velocity and peak torque at knee extensor in late stance during comfortable walking and double support time at late stance and total range of flexion at knee during brisk walking. Pearson's correlation coefficients showed that walking velocity, step length, step frequency, total ranges of flexions at hip and ankle, peak torques at hip extensor, knee flexors and ankle plantar flexor in both sexes during both walking were negatively correlated with age ($p < 0.01$, $p < 0.001$). Also it showed that stance time, double support time, peak torques at hip flexor and knee extensors were positively correlated with age. **CONCLUSION:** Walking patterns in middle-aged and elderly adults were showed in this study. Sex differences and relationships between walking variables and age were observed in this population. Further research should center the association among the walking variables, the effect of other characteristics of samples on the walking pattern and age related-changes in elderly adults.

緒 言

歩行動作はヒトのADL評価やQOL維持・向上に有用で最も基本的な移動運動である。特に中高年者において、歩行能力の維持、向上は自立した生活を営む上で極めて重要であり、不可欠な日常動作である。中高

年者の歩行動作を運動学的・運動力学的に記述・評価することは、歩行能力に関する基礎的資料を得ることができると考えられ、今日まで様々な先行研究が報告されている。

Murray MP, et al.⁸⁾ は20—87歳の成人男性64名における歩行の速度、歩幅、1サイクルの時間成分、下肢関

* 国立長寿医療センター・疫学研究部
** 名古屋大学総合保健体育科学センター
* Department of Epidemiology, National Institute for Longevity Sciences
** Research Center of Health, Physical Fitness and Sports, Nagoya University

節角度変位等を記述し、それら歩行変量と年齢との関係について報告している。Winter DA, et al.¹⁵⁾ は15名の高年者の歩行を記録し、若年群の歩行データベースと比較検討したところ、高年者は歩幅の減少、両脚支持時間の増加、推進期におけるパワーの減少を行っており、そのような歩行中の適応は dynamic balance が低下していることに関連があると示唆している。DeVita P, and Hortobagyi T.¹⁾ は同速度で歩行した若年群と高年群を比較し、高年男女は歩行中の膝関節伸展トルクおよび仕事量ならびに足関節トルクおよび仕事量は減少するが、股関節伸展トルクおよび仕事量は増加したことを示した。

このように歩行動作と年齢との関係は力学的情報の記述から検討されているが、必ずしも一致した知見が得られていない。例えば歩行中の股関節角度範囲に関して、Murray MP, et al.⁸⁾ は高年群ほど低値を示したことを報告しているが、Oberger T, et al.⁹⁾ は若年群と高年群に差がないことを報告している。このような知見の相違は、若年者と高年者の少数の対象による比較、被検者の高年群は体力レベルに優れている、測定精度に相違があるなど、対象の特性や測定環境に偏りがあることが原因と考えられる。また歩行動作の先行研究では性別ごとに分類して評価するなど、男性と女性の歩行動作を比較した研究は少ない。性別に歩行動作の特徴を記述し、性差を検討することにより、中高年者の歩行能力の制限因子を評価できるかもしれない。

以上のように中高年者の歩行動作の特徴や制限因子を明らかにするためには、無作為抽出した大規模サンプルに対してその歩行動作を高い精度により記述し、性差や年齢との関連を記述することが必要であると考えた。したがって本研究の目的は1) 地域在住中高年者の歩行動作を3次元映像解析法により記述し、2) 性差および年齢との関連を検討することである。

方 法

1. 対象者

対象は国立長寿医療センター・疫学研究部が行なう「老化に関する長期縦断疫学調査 (NILS-LSA)」の第2回調査に参加した40—82歳の地域住民男女2075名であった。身体的特性を表1に示す。

2. 課題

対象は左右の第5中足骨頭、足関節外顆、膝関節中心、大転子中央と上前腸骨棘とを結ぶ線上で大転子から1/3の点、肩峰点の計10個のマーカーを貼付された。その後中央にフォースプレート2台を設置した10mの

木製歩行路上を通常歩行および速歩行を行なった。検者が通常歩行は「普段通りに」、速歩行は「走らない程度にできるだけ速く」歩行するよう対象に指示した。

3. 測定方法

歩行における1サイクルの動作を4台のカメラにより60Hzで (Vicon140, Oxford Metrics)、2台のフォースプレートより1200Hzで (9286, Kistler) 記録し、3次元映像解析法 (DLT法) により体幹、大腿、下腿、足部の3次元空間座標データおよび反力データを算出した。得られた3次元空間座標データおよび反力データはDIFF変換を行ない (臨床歩行分析研究会)、2次のバターワース型ローパスフィルターにより遮断周波数5Hzおよび10Hzで平滑化した。

4. 分析項目

データ分析は、歩行中における右脚の踵接地から爪先離地までの支持期、爪先離地から再度踵接地する直前までの遊脚期、両期間を合わせた1サイクルの区間において行なった (図1)。歩行速度 (m/秒) は体幹および左右下肢の質量中心における並進速度の1サイクルの平均値を算出した。歩幅 (m) は進行方向における左右の足部の3次元空間座標値から求めた。歩調 (Hz) は歩行速度を歩幅で除して算出した。歩行の時間成分 (秒) は支持期、遊脚期、1サイクル時間、単脚支持時間、両脚支持時間である。支持時間は右足がフォースプレートに接地している時間を算出した。遊脚時間は爪先離地から踵接地直前までの時間を足部の3次元空間座標および反力データより算出した。単脚支持時間は支持時間から支持期後半の両脚支持時間を2倍した値を減した値により推定した。両脚支持時間は左右の足が同時に接地した支持期後半の値のみ反力データより算出した。下肢関節角度範囲 (度) は1サイクルにおける股・膝・足関節角度運動の最大値から最小値を減することにより算出した (図2)。下肢関節ピークトルク (Nm) は支持期における股・膝・足関節トルクのピーク値を求めた。股関節は伸展/屈曲ピークトルク、膝関節は支持期前半の屈曲/伸展ピークトルク、支持期後半の屈曲/伸展ピークトルク、足関節は底屈ピークトルクである (図3)。尚、下肢関節角度範囲および下肢関節ピークトルクは矢上面の運動を算出した。

5. データ分析および統計処理

性差を Student-t 検定、年齢との関連をピアソンの相関係数により算出した。すべての検定は SAS 統計パッケージ ver.8.2 を用いて行なった。

中高年者における歩行動作の特徴

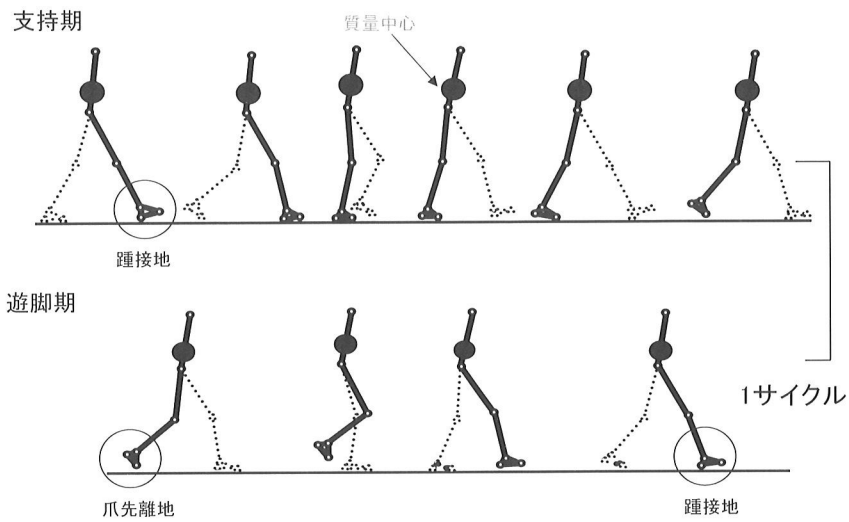


図1 データ分析区間 (歩行のサイクル)

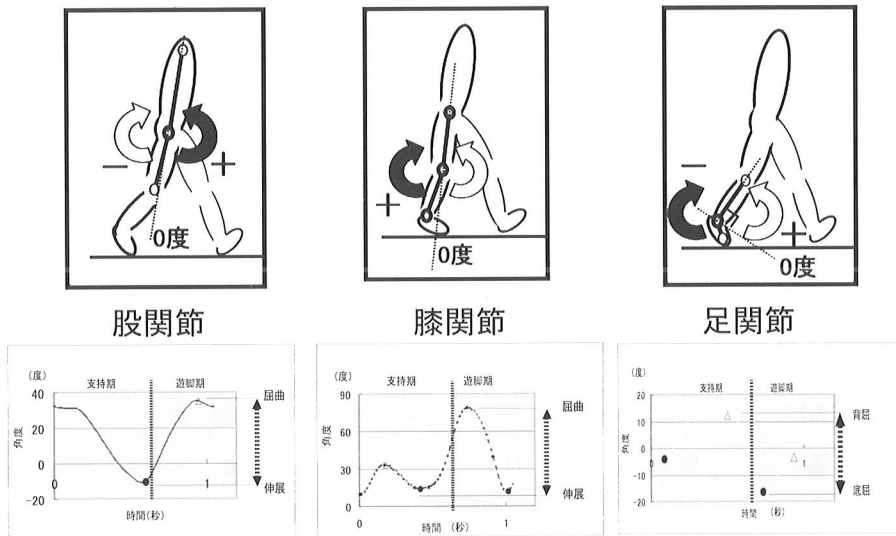


図2 下肢関節角度範囲

股関節

hex : 伸展ピークトルク

hfx : 屈曲ピークトルク

膝関節

kfx1 : 屈曲ピークトルク(前半)

kex1 : 伸展ピークトルク(前半)

kfx2 : 屈曲ピークトルク(後半)

kex2 : 伸展ピークトルク(後半)

足関節

apx : 底屈ピークトルク

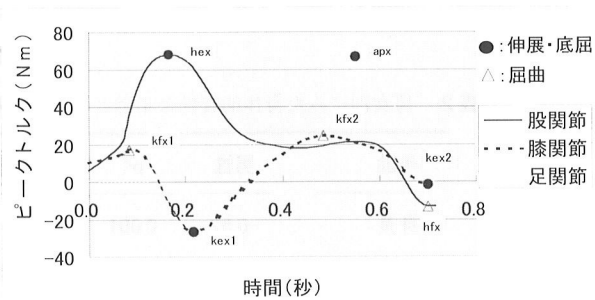


図3 下肢関節ピークトルク (支持期)

結 果

対象者の特性

対象者の身長、体重ともに有意な性差が認められた ($p<0.001$)。また男女とも身長、体重とも年齢との間に有意な負の相関が認められた ($p<0.001$)。結果を表 1、2 に示す。

速度・歩幅・歩調

通常歩行時の速度は男性 $1.43 \pm 0.18\text{m/秒}$ 、女性 $1.42 \pm 0.18\text{m/秒}$ 、速歩行時の速度は男性 $1.86 \pm 0.25\text{m/秒}$ 、女性 $1.75 \pm 0.24\text{m/秒}$ であり、通常歩行時に有意な性差は認められなかったが、速歩行時に有意な性差が認められた ($p<0.001$)。通常歩行時および速歩行時の歩幅、歩調においても有意な性差が認められた。結果を表 3、4 に示す。また通常歩行時における速度と年齢との間の相関係数は男性 -0.27 、女性 -0.44 、速歩行時における速度と年齢との間の相関係数は男性 -0.44 、女性 -0.56 であり、男女とも有意な負の相関が認められた ($p<0.001$)。通常歩行時および速歩行時の歩幅、歩調においても、男女とも年齢との間に有意な負の相関が認められた。結果を表 5、6 に示す。

時間成分

通常歩行時の両脚支持時間は男性 $0.144 \pm 0.020\text{秒}$ 、女性 $0.138 \pm 0.020\text{秒}$ 、速歩行時の両脚支持時間は男性 $0.116 \pm 0.018\text{秒}$ 、女性 $0.114 \pm 0.018\text{秒}$ であり、速歩行時に有意な性差は認められなかったが、通常歩行時に有意な性差が認められた ($p<0.001$)。通常歩行時および速歩行時の支持時間、遊脚時間、1 サイクル時間、単脚時間においても有意な性差が認められた。結果を表 3、4 に示す。また通常歩行時における両脚支持時間と年齢との間の相関係数は、男性 0.15 、女性 0.26 、速歩行時の両脚支持時間と年齢との間の相関係数は、男性 0.30 、女性 0.38 であり、男女とも有意な正の相関が認められた ($p<0.001$)。通常歩行時の支持時間、速歩行時の支持時間、両脚支持時間、1 サイクル時間、単脚支持時間においても、男女とも年齢との間に有意な正の相関が認められた。結果を表 5、6 に示す。

下肢関節角度範囲

通常歩行時の股関節角度範囲は男性 $45.6 \pm 4.6\text{度}$ 、女性 $44.5 \pm 4.7\text{度}$ 、速歩行時の股関節角度範囲は男性 $50.3 \pm 5.6\text{度}$ 、女性 $47.3 \pm 5.1\text{度}$ であり、通常歩行時および速歩行時ともに有意な性差が認められた ($p<0.001$)。

表 1 対象者の特性 (Student t 検定)

	男性		女性		p<
n (人)	1070		1005		-
年齢 (歳)	59.3	± 11.4	59.3	± 11.2	n.s.
身長 (cm)	165.1	± 6.5	152.1	± 5.9	0.001
体重 (kg)	63.1	± 9.4	52.7	± 8.1	0.001

平均値±標準偏差

表 2 男女別にみた身体的特性と年齢との関係 (ピアソンの相関係数)

年齢	男性	p<	女性	p<
身長	-0.52	0.001	-0.51	0.001
体重	-0.36	0.001	-0.22	0.001

中高年齢者における歩行動作の特徴

通常歩行時の膝・足関節角度範囲、速歩行時の足関節角度範囲においても、有意な性差が認められた。結果を表3、4に示す。また通常歩行時における股関節角度範囲と年齢との間の相関係数は男性-0.10、女性-0.13、速歩行時における股関節角度範囲と年齢との間の相関係数は男性-0.12、女性-0.15であり、通常歩行時および速歩行時ともに、男女とも有意な負の相関が認められた ($p<0.05$, $p<0.01$, $p<0.001$)。通常歩行時および速歩行時の足関節角度範囲においても、男女とも年齢との間に有意な負の相関が認められた。結果を表5、6に示す。

下肢関節ピークトルク

通常歩行時の足関節底屈ピークトルクは男性 $86.6 \pm 18.0\text{Nm}$ 、女性 $66.8 \pm 13.1\text{Nm}$ 、速歩行時の足関節底屈ピークトルクは男性 $87.3 \pm 20.3\text{Nm}$ 、女性 $64.4 \pm 13.4\text{Nm}$ であり、通常歩行時および速歩行時ともに有意な性差が認められた ($p<0.001$)。通常歩行時の股関節伸展/屈曲ピークトルク、膝関節屈曲/伸展(前半)ピークトルク、膝関節屈曲(後半)ピークトルク、速歩行時の股関節伸展/屈曲ピークトルク、膝関節屈曲/伸展(前半)ピークトルク、膝関節屈曲/伸展(後半)ピークトルクにおいても、有意な性差が認められた。

表3 男女別にみた通常歩行時の歩行変量 (Student t 検定)

		男性		女性		p<
歩行速度	(m/秒)	1.43	± 0.18	1.42	± 0.18	n.s.
歩幅	(m)	0.72	± 0.07	0.67	± 0.06	0.001
歩調	(Hz)	1.99	± 0.16	2.14	± 0.16	0.001 *
時間成分	(秒)					
支持時間		0.654	± 0.050	0.621	± 0.049	0.001
遊脚時間		0.377	± 0.034	0.357	± 0.045	0.001
1サイクル時間		1.034	± 0.068	0.979	± 0.077	0.001
単脚支持時間		0.365	± 0.032	0.345	± 0.031	0.001
両脚支持間(支持期後半)		0.144	± 0.020	0.138	± 0.020	0.001
下肢関節角度範囲	(度)					
股関節		45.6	± 4.6	44.5	± 4.7	0.001
膝関節		65.2	± 4.8	64.3	± 5.2	0.01
足関節		32.4	± 7.4	34.7	± 7.7	0.001 *
下肢関節ピークトルク	(Nm)					
股関節	伸展	88.1	± 23.1	74.1	± 22.5	0.001
	屈曲	- 28.5	± 8.6	- 24.9	± 7.5	0.001
膝関節	屈曲(前半)	29.7	± 9.8	23.1	± 8.3	0.001
	伸展(前半)	- 25.6	± 22.3	- 19.6	± 17.3	0.001
	屈曲(後半)	26.4	± 14.1	22.0	± 11.8	0.001
	伸展(後半)	- 4.6	± 5.2	- 4.1	± 5.8	n.s.
足関節	低屈	86.6	± 18.0	66.8	± 13.1	0.001

1) 平均値±標準偏差

2) 下肢関節ピークトルクの股関節屈曲、膝関節伸展は負の値ほど大きいことを示す

3) n.s.は有意でないことを示す

4) *は男性より女性が有意に大きいことを示す

結果を表3、4に示す。また通常歩行時における足関節底屈ピークトルクと年齢との間の相関係数は、男性-0.36、女性-0.32、速歩行時における足関節底屈ピークトルクと年齢との間の相関係数は、男性-0.36、女性-0.32であり、通常歩行時および速歩行時ともに、男女とも有意な負の相関が認められた ($p < 0.001$)。通常歩行時の股関節伸展/屈曲ピークトルク、膝関節屈曲/伸展(前半)ピークトルク、膝関節屈曲(後半)ピークトルク、速歩行時の股関節伸展/屈曲ピークトルク、膝関節伸展(前半)ピークトルク、膝関節屈曲/伸展

(後半)ピークトルクにおいても、男女とも年齢との間に有意な正の相関が認められた。結果を表5、6に示す。

考 察

速度、歩幅、歩調

本研究において、男性より女性の方が速歩行時の速度、通常歩行時および速歩行時の歩幅は小さかった。小坂井ら⁷⁾は、速度、歩幅ともに女性の方が早期に加

表4 男女別にみた速歩行時の歩行変量 (Student t 検定)

		男性		女性		p<
歩行速度	(m/秒)	1.86	± 0.25	1.75	± 0.24	0.001
歩幅	(m)	0.80	± 0.07	0.71	± 0.07	0.001
歩調	(Hz)	2.33	± 0.24	2.48	± 0.24	0.001 *
時間成分 (秒)						
支持時間		0.553	± 0.056	0.537	± 0.050	0.001
遊脚時間		0.345	± 0.039	0.323	± 0.043	0.001
1サイクル時間		0.901	± 0.082	0.862	± 0.082	0.001
単脚支持時間		0.323	± 0.039	0.309	± 0.033	0.001
両脚支持間(支持期後半)		0.116	± 0.018	0.114	± 0.018	n.s.
下肢関節角度範囲 (度)						
股関節		50.3	± 5.6	47.3	± 5.1	0.001
膝関節		63.6	± 5.4	63.0	± 5.5	n.s.
足関節		33.7	± 6.7	36.1	± 7.1	0.001 *
下肢関節ピークトルク (Nm)						
股関節	伸展	109.7	± 25.0	93.8	± 25.6	0.001
	屈曲	- 39.3	± 13.4	- 32.5	± 10.6	0.001
膝関節	屈曲(前半)	36.3	± 12.7	28.3	± 9.7	0.001
	伸展(前半)	- 29.0	± 29.8	- 24.7	± 19.6	0.001
	屈曲(後半)	30.0	± 16.1	22.5	± 12.6	0.001
	伸展(後半)	- 6.4	± 7.9	- 5.2	± 7.1	0.01
足関節	低屈	87.3	± 20.3	64.4	± 13.4	0.001

1) 平均値±標準偏差

2) 下肢関節ピークトルクの股関節屈曲、膝関節伸展は負の値ほど大きいことを示す

3) n.s.は有意でないことを示す

中高年者における歩行動作の特徴

齢低下が出現することを報告している。本研究の女性における小さい速度、歩幅は加齢低下の影響があったのかもしれない。男性より女性の歩調が大きいことは先行研究の結果と一致した¹⁾。また、速度、歩幅と年齢との間に負の関連が認められたことは先行研究の結果^{1) 2) 3) 4) 7) 8) 10) 15)}と一致しており、顕著な中高年者の歩行動作の特徴であると考えられる。さらに通常歩行時および速歩行時とも歩調と年齢との間に負の関連が認められた。Himann JE, et al.⁴⁾は、19—102歳の438名の対象において加齢に伴う歩調の低下を示しており、

本研究の結果を支持すると思われる。歩調と年齢の関連は認められないという本研究の結果と異なる先行研究も報告されているが、対象が少数であり、体力レベルが優位であるため²⁾、本研究の結果と異なると考えられる。

時間成分

本研究において、通常歩行時および速歩行時ともに支持時間、遊脚時間、1サイクル時間、単脚支持時間は男性より女性の方が低値を示した。通常歩行時の両

表5 男女別にみた通常歩行時の歩行変量と年齢との関係 (ピアソンの相関係数)

年齢	男性	p<	女性	p<
歩行速度	- 0.27	0.001	- 0.44	0.001
歩幅	- 0.31	0.001	- 0.43	0.001
歩調	- 0.08	0.05	- 0.17	0.001
時間成分				
支持時間	0.12	0.001	0.25	0.001
遊脚時間	- 0.04	n.s.	0.03	n.s.
1サイクル時間	0.04	n.s.	0.18	0.001
単脚支持時間	- 0.01	n.s.	0.05	n.s.
両脚支持間(支持期後半)	0.15	0.001	0.26	0.001
下肢関節角度範囲				
股関節	- 0.10	0.05	- 0.13	0.01
膝関節	- 0.12	0.01	- 0.07	n.s.
足関節	- 0.12	0.01	- 0.26	0.001
下肢関節ピークトルク				
股関節 伸展	- 0.12	0.01	- 0.17	0.001
屈曲	0.24	0.001	0.27	0.001
膝関節 屈曲(前半)	- 0.29	0.001	- 0.26	0.001
伸展(前半)	0.08	0.01	0.08	0.01
屈曲(後半)	- 0.23	0.001	- 0.27	0.001
伸展(後半)	0.06	n.s.	0.10	0.01
足関節 低屈	- 0.36	0.001	- 0.32	0.001

n.s. は年齢と有意でないことを示す

脚支持時間は男性より女性の方が低値を示したが、速歩行時に性差が認められなかった。このことは1) 絶対値のみ評価していること、2) 女性の歩調が大きいことに起因すると考えられ、今後1サイクルあたりの相対値(%)も検討することが必要であろう。また、通常歩行時および速歩行時ともに、支持時間、両脚支持時間と年齢との間に正の関連が認められたことは先行研究の結果と一致したと考えられる^{10) 15)}。Winter DA¹⁵⁾は高年者における両脚支持時間の増加は、安全で安定

した歩行パターンを行なうための適合であることを示唆している。古市ら¹⁰⁾は、両脚支持期に後方の足から前方の足に体重を移動させるため、両脚支持時間の増加は体幹の不安定な期間を減少させると考察している。両脚支持時間と年齢の間に正の関連が認められたことは、本研究の高年者が歩行中の姿勢保持の不安定さを補償するため、両脚支持時間を増加させた可能性がある。今後、加齢変化に関する詳細な分析が必要であると考えられる。

表6 男女別にみた速歩行時の歩行変量と年齢との関係(ピアソンの相関係数)

年齢	男性	p<	女性	p<
歩行速度	- 0.41	0.001	- 0.56	0.001
歩幅	- 0.36	0.001	- 0.44	0.001
歩調	- 0.20	0.001	- 0.35	0.001
時間成分				
支持時間	0.29	0.001	0.40	0.001
遊脚時間	0.04	n.s.	0.09	0.05
1サイクル時間	0.22	0.001	0.31	0.001
単脚支持時間	0.13	0.001	0.17	0.001
両脚支持時間(支持期後半)	0.30	0.001	0.38	0.001
下肢関節角度範囲				
股関節	- 0.12	0.001	- 0.15	0.001
膝関節	0.01	n.s.	0.00	n.s.
足関節	- 0.21	0.001	- 0.23	0.001
下肢関節ピークトルク				
股関節 伸展	- 0.20	0.001	- 0.23	0.001
股関節 屈曲	0.30	0.001	0.30	0.001
膝関節 屈曲(前半)	- 0.27	0.001	- 0.33	0.001
膝関節 伸展(前半)	- 0.00	n.s.	0.16	0.001
膝関節 屈曲(後半)	- 0.28	0.001	- 0.25	0.001
膝関節 伸展(後半)	0.09	0.05	0.10	0.05
足関節 低屈	- 0.36	0.001	- 0.32	0.001

n.s. は年齢と有意でないことを示す

下肢関節角度範囲

本研究において、男性より女性の股関節角度範囲は小さいことを示したが、足関節角度範囲は女性が大きい値を示した。また、通常歩行時および速歩行時ともに、股・足関節角度範囲と年齢との間に負の関連が認められた。DeVita P, and Hortobagyi T¹⁾ は若年群と高年群を同速度で歩行させた際、若年群と比較し、高年群の足関節角度範囲は小さいが、股関節角度範囲は大きくすることが可能であると示唆している。本研究の股関節角度範囲と年齢との間に負の関連が認められたことは、高年者に股関節機能の低下が認められることを示唆するものであり、先行研究の結果と異なると考えられる。この知見の相違は、先行研究における高年群の健康度、体力レベルが優位なことに起因する¹⁾と推察される。膝関節角度範囲は通常歩行時のみ有意な性差が認められたものの、顕著な年齢との関連は認められなかった。

下肢関節ピークトルク

本研究において、通常歩行時の膝関節伸展ピークトルク（後半）を除いたすべてのピークトルクは男性より女性の方が小さかった。また通常歩行時の膝関節伸展ピークトルク（後半）および速歩行時の膝関節伸展ピークトルク（前半）を除いたすべてのピークトルクは、男女とも年齢が高くなるほど、運動が小さくなることを示したことは先行研究の結果と一致した¹⁾。植松¹⁴⁾や Judge OJ, et al.⁶⁾ は若年者と比較して歩行中の高齢者の足関節底屈トルクが低下することを示している。Shultz AB¹³⁾ は筋力に関する先行研究を検討し、25—30歳の若年群と60—85歳の高年群の足関節底屈筋力を比較したところ、若年群より高年群が低値を示し、男性より女性の方が低値を示したことを報告している。本研究の対象において、歩行中の足関節底屈ピークトルクと年齢の間に負の関連が認められたことは、高年者の足関節底屈筋力低下に関連する可能性が推察され、今後、対象の筋機能との関連を評価する必要があると考えられる。

まとめ

本研究において3次元映像解析法を用いて歩行動作

記録した結果、中高年者の運動学的・運動力学的歩行パターンが示された。また中高年者の歩行パターンは性差および年齢に関連することが認められた。今後、歩行変量間の関連、対象の背景因子の影響、加齢変化を評価することにより、さらに中高年者の歩行動作の特徴や機序が明らかにできると考えられる。

参考文献

- 1) DeVita P, and Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 88: 1804-1811, 2000.
- 2) 淵本隆文. 高齢者の歩行能力を評価することの意義. —バイオメカニクスの視点から— *日本生理人類学雑誌* 5(2): 25-30, 2000.
- 3) 古市照人, 江藤文夫, 原田孝. 老年者の姿勢と歩行. *老化と疾患* 7(2):13-19, 1994.
- 4) Himann JE, et al. Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc* 20: 161-166, 1988.
- 5) 星川保, 宮下充正, 松井秀治. 歩および走における歩幅と歩数に関する研究. *体育学研究* 16(3):157-162, 1971.
- 6) Judge OJ, Davis III RB, Ounpuu S. Step Length Reduction in Advanced Age: the Role of Ankle and Hip Kinetics. *J Gerontol* 51A(6): M303-M312, 1996.
- 7) 小坂井留美, 下方浩史, 矢部京之助. 加齢に伴う歩行動作の変化. *JJBSE* 5(3): 162-167, 2001.
- 8) Murray MP, Drought AB, and Clarkson BH. Walking Patterns in Healthy Old Men. *J Gerontol* 24: 169-178, 1969.
- 9) Oberg T, Karsznia A, and Oberg K. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev* 31: 199-213, 1994.
- 10) Ostrosky KM, et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Phys Ther* 74(7): 637-644, 1994.
- 11) Prince F, et al. Gait in the elderly. *Gait and Posture* 5: 128-135, 1997.
- 12) Riley PO, DellaCroce U, and Kerrigan, DC. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait and Posture* 14: 264-270, 2001.
- 13) Shultz AB. Muscle Function and Mobility Biomechanics in the Elderly: An Overview of Some Recent Research. *J Gerontol* 50A: 60-63, 1995.
- 14) 植松光俊. 高齢者の歩行中の関節モーメント. 関節モーメントによる歩行分析 臨床歩行研究会編, 1997, pp167-180.
- 15) Winter DA, et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 70(6): 340-347, 1990.

(2004年11月19日受付)

