

4. 男性高齢者の歩行動作の特徴

4.1 目的

歩行は移動手段として最も頻繁に用いられる運動の 1 つであるが、日常生活における移動だけでなく、健康の維持・増進のための手段にもなる。また、高齢者にとっては、不自由なく歩行できることは自立した生活を営むための最も重要な条件の 1 つであろう。したがって、高齢者の歩行動作の実態や加齢にともなう変化をバイオメカニクスの観点から検討することは、高齢者の歩行能力の維持・増進、さらには自立した生活や積極的健康の追求に役立つ知見を提供すると考えられる。

これまでも、高齢者の歩行動作に関するバイオメカニクスの研究は行われてきた (Murray et al., 1969; 徳田, 1977; Marino and Leavitt, 1987; Himann et al., 1988; Marino and Schroeder, 1988; Winter et al., 1990; 金子, 1991; Kaneko et al., 1991; 森本ら, 1993, Judge et al., 1996)。しかし、高齢者の歩行動作を関節トルク、関節トルクパワー、力学的仕事などの力学的出力や力学的エネルギーの有効利用に着目して分析した研究は少ない。また、これらの研究の多くは、高齢者の歩行動作を青年と比較することにより、その特徴を明らかにしようとしたものであるが、高齢者と青年の歩行速度が異なるため、両者の動作の違いは加齢の影響だけでなく、歩行速度が異なることにより生じたという可能性も否定できない。したがって、高齢者の歩行動作の特徴や加齢による影響を明らかにするためには、年齢のみでなく、歩行速度が動作に及ぼす影響を考慮した上で検討する必要があると考えられる。

本研究の目的は、4 種類の速度による男性高齢者と青年の歩行動作を kinematics および kinetics 的観点から比較し、男性高齢者の歩行動作の特

徴をバイオメカニクスのに明らかにすることである。

4.2 方法

4.2.1 被験者および実験試技

被験者は 61～86 歳の高齢男性 25 名（以下，男性高齢者）と 22～28 歳の青年男性 12 名（以下，青年）であった。表 4-1 は被験者の年齢および身体的特性を示したものである。

被験者に 4 種類の速度での歩行，すなわち，①緩歩（Slow Walking (SW)），②自由歩行（Normal Walking (NW)），③速歩（Fast Walking (FW)），④最大速度歩行（Maximum-speed Walking (MW)）を行わせた。日常生活で普段歩いている速度での歩行を自由歩行とし，それよりも遅い速度での歩行を緩歩，速い速度での歩行を速歩，できる限り速く歩いたものを最大速度歩行とした。被験者には，自由歩行では「普段通り歩いて下さい」，緩歩では「普段よりも遅く歩いて下さい」，速歩では「普段よりも速く歩いて下さい」，最大速度歩行では「出来るだけ速く歩いて下さい」という指示を与えた。また，歩行時の視線は前方に向けるように指示した。

4.2.2 データ収集

歩行動作を 2 次元的に分析するため，歩行路（幅 1.5 m，長さ約 8.5 m）の側方に高速度 VTR カメラ（NAC 社製）1 台を設置し，被験者の歩行動作を毎秒 200 コマ，露出時間 1/1000～1/500 秒で撮影した。同時に歩行路にフォースプラットフォーム（Kistler 社製）1 台を埋設し，被験者の右足に作用する地面反力を計測した。地面反力データは AD 変換ボードにより 500Hz で AD 変換した後，パーソナルコンピューター（NEC 社製）に取り込んだ。

Table 4-1 Characteristics of the subjects

	n	Age (yr.)	Standing height (m)	Body mass (kg)
ELDERLY	25	74.5±6.7	1.612±0.061	59.1±8.9
YOUNG	12	24.5±1.8	1.766±0.051	70.9±7.9

4.2.3 データ処理および算出項目

得られた VTR 画像をビデオ動作解析システム (Frame-DIAS, DKH 社製) を用いて 50Hz のサンプリング周波数でデジタル化し, 身体上の 13 点 (右第 3 中手骨頭, 右手首, 右肘関節, 右肩関節, 右つま先, 右第 5 中足骨粗面, 右踵, 右足関節, 右膝関節, 右大転子点, 頭頂点, 耳珠点, 胸郭上端) の矢状面における 2 次元座標値を得た. 得られた 2 次元座標値は, Wells and Winter(1980)の残差分析法をもとに各点の座標成分ごとに最適遮断周波数を決定し, 4 次の Low-pass Butterworth Digital Filter を用いて平滑化を行った. 地面反力および平滑化後の計測点の座標値をもとに以下の項目を算出した. なお, 残差分析法により得られた各点の最適遮断周波数は, x 座標では 1.5~6.5Hz, y 座標では 2~7Hz の範囲内であった.

4.2.3.1 performance descriptors

① 歩行速度, ステップ長, ステップ頻度, 歩行比

右足接地から次の右足接地までの間 (1 歩行周期) の右つま先の水平 (前方) 変位の 1/2 をステップ長, 1 歩に要する時間の逆数 (steps/s) をステップ頻度, これらの積を歩行速度とした. また, ステップ長とステップ頻度の比 (ステップ長 / ステップ頻度) を歩行比 (Sekiya *et al.*, 1996) とした.

② 時間的要因

1 歩行周期に要する時間の内訳として, VTR のコマ数から支持期時間 (STT), 遊脚期時間 (SWT), 片脚支持期時間 (SST), 両脚支持期時間 (DST) を算出した.

4.2.3.2 kinematics

① 関節角度および部分角度

図 4-1 は関節角度および部分角度の定義を示したものである。

各関節を構成する 2 つのセグメントの相対角度を関節角度，身体各セグメントの鉛直線に対する角度を部分角度とした。

② 関節角速度

関節角度を時間微分して関節角速度を算出した。

4.2.3.3 kinetics

① 関節力および関節トルク

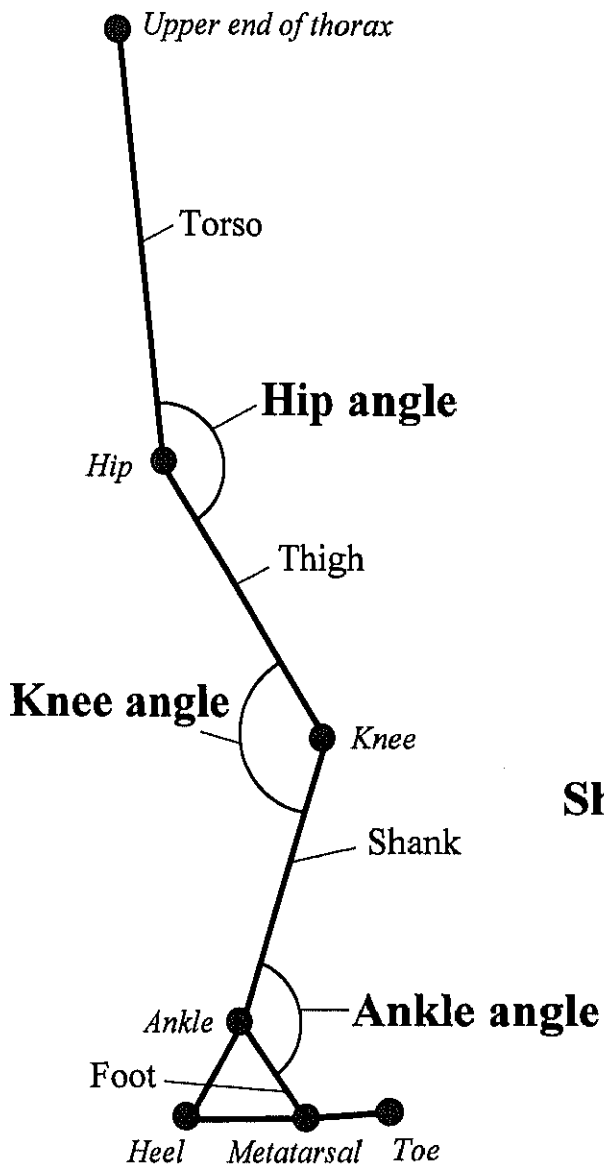
身体を足，下腿，大腿，手，前腕，上腕，頭部，体幹からなる剛体リンクセグメントモデルにモデル化し，図 4-2 に示したように，各セグメントについて運動方程式を立てた。セグメント i についての運動方程式は以下のようなになる。

$$\mathbf{F}_{id} + \mathbf{F}_{ip} + m_i \mathbf{g} = m_i \mathbf{a}_i \quad (4.1)$$

$$\mathbf{M}_{id} + \mathbf{M}_{ip} + \mathbf{r}_{id} \times \mathbf{F}_{id} + \mathbf{r}_{ip} \times \mathbf{F}_{ip} = \mathbf{I}_i \boldsymbol{\alpha}_i \quad (4.2)$$

ここで， \mathbf{F}_{id} および \mathbf{M}_{id} は遠位端に隣接するセグメント（セグメント $i-1$ ）からセグメント i に作用する力ベクトル（関節力）およびトルクベクトル（関節トルク）， \mathbf{F}_{ip} および \mathbf{M}_{ip} は近位端に隣接するセグメント（セグメント $i+1$ ）からセグメント i に作用する力ベクトル（関節力）およびトルクベクトル（関節トルク）， \mathbf{r}_{id} および \mathbf{r}_{ip} はセグメント i の質量中心からみた遠位端点および近位端点の位置ベクトル， m_i はセグメント i の質量， \mathbf{a}_i はセグメント i の線加速度ベクトル， \mathbf{I}_i はセグメント i の質量中心まわりの慣性モーメント（慣性テンソル）， $\boldsymbol{\alpha}_i$ はセグメント i の角加速度ベクトル， \mathbf{g} は重力加速度ベクトル（鉛直下向きに

Joint angles



Segment angles

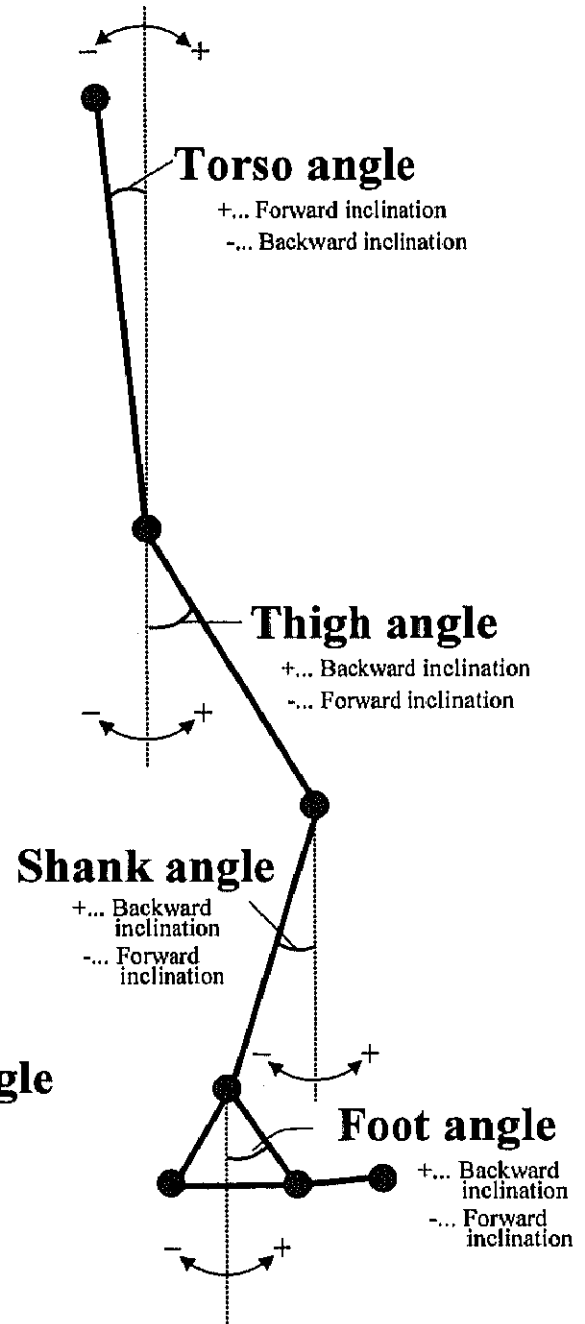
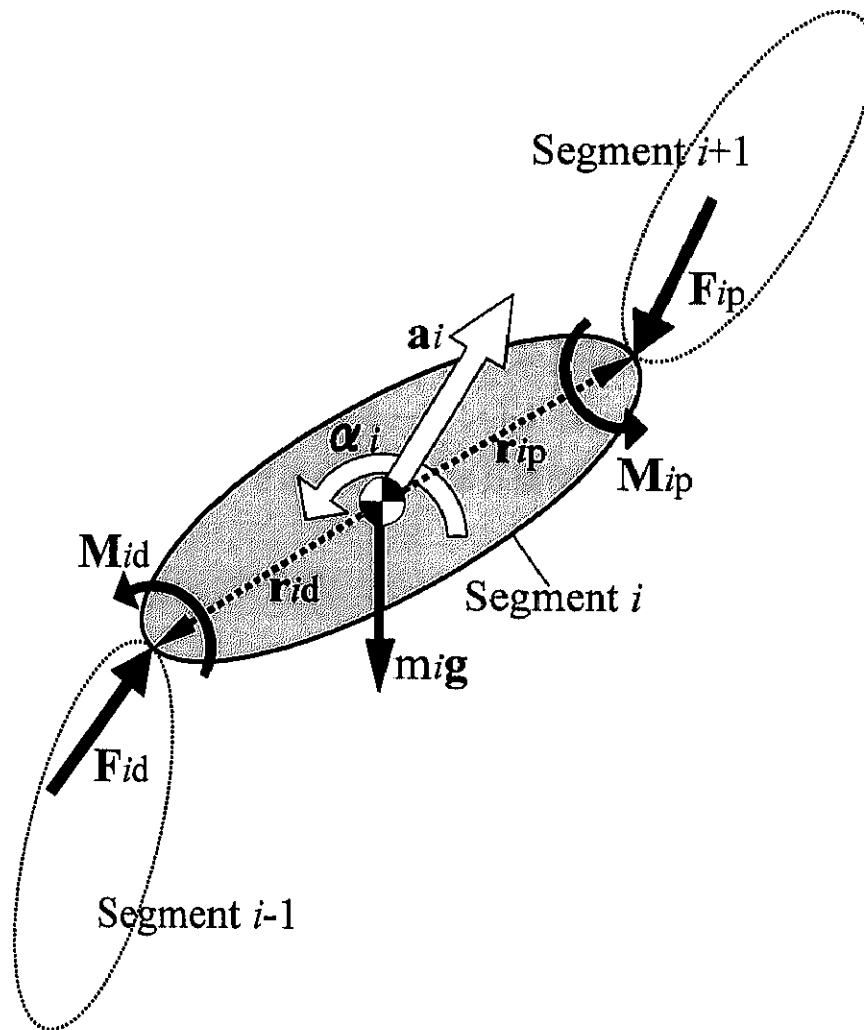


Figure 4-1
Definition of angles.



$$\mathbf{F}_{id} + \mathbf{F}_{ip} + m_i \mathbf{g} = m_i \mathbf{a}_i$$

$$\mathbf{M}_{id} + \mathbf{M}_{ip} + \mathbf{r}_{id} \times \mathbf{F}_{id} + \mathbf{r}_{ip} \times \mathbf{F}_{ip} = \mathbf{I}_i \alpha_i$$

- $\mathbf{F}_{id}, \mathbf{M}_{id}$: Force and torque acted on the distal end of segment i by segment $i-1$
- $\mathbf{F}_{ip}, \mathbf{M}_{ip}$: Force and torque acted on the proximal end of segment i by segment $i+1$
- $\mathbf{r}_{id}, \mathbf{r}_{ip}$: Position vector of distal and proximal end point for the segment i
- m_i : Mass of the segment i
- \mathbf{a}_i : Linear acceleration of the segment i
- \mathbf{I}_i : Moment of inertia of the segment i about center of mass
- α_i : Angular acceleration of the segment i
- \mathbf{g} : Acceleration of gravity

Figure 4-2

Free body diagram and equations of motion for the segment i . \mathbf{F}_{id} for foot is the vector of ground reaction forces during stance phase and zero during swing phase. \mathbf{F}_{id} for hand and head is zero. \mathbf{M}_{id} for foot, hand, and head is zero.

9.8m/s²)である。本研究では、遠位のセグメントから近位へと順に式 4.1 および式 4.2 を解くことにより、各関節の関節力および関節トルクを求めた。これらの方程式における各セグメントの慣性特性に関するデータ（質量，質量中心位置，慣性モーメント）は，青年では阿江(1996)の，男性高齢者では第3章で述べた身体部分慣性係数の推定式から推定した。

② 関節力パワーおよび関節トルクパワー

関節力に関節点の速度を乗じて関節力パワーを，関節トルクに関節の角速度を乗じて関節トルクパワーを算出した（式 4.3，式 4.4）。

$$P_{ji} = \mathbf{F}_i \cdot \mathbf{v}_i \quad (4.3)$$

$$P_{mi} = \mathbf{M}_i \cdot (\boldsymbol{\omega}_{id} - \boldsymbol{\omega}_{ip}) \quad (4.4)$$

ここで， P_{ji} は関節 i の関節力パワー， \mathbf{F}_i は関節 i に作用する関節力ベクトル， \mathbf{v}_i は関節 i の速度ベクトル， P_{mi} は関節 i の関節トルクパワー， \mathbf{M}_i は関節 i に作用する関節トルクベクトル， $\boldsymbol{\omega}_{id}$ は関節 i を構成する遠位セグメントの角速度ベクトル， $\boldsymbol{\omega}_{ip}$ は関節 i を構成する近位セグメントの角速度ベクトルである。なお， $|\boldsymbol{\omega}_{id} - \boldsymbol{\omega}_{ip}|$ は関節 i の関節角速度である。

③ 関節の力学的仕事

正および負の関節トルクパワーを別々に積分し，関節の力学的仕事（正仕事，負仕事）を算出した。

$$PW_i = \int_{t_1}^{t_2} (P_{m_i})^+ dt \quad (4.5)$$

$$NW_i = \int_{t_1}^{t_2} (P_{m_i})^- dt \quad (4.6)$$

$$ABW_{tot} = \sum_{i=1}^{13} (|PW_i| + |NW_i|) \quad (4.7)$$

ここで、 t_1 は 1 歩行周期の開始時点、 t_2 は 1 歩行周期の終了時点、 PW_i は関節 i がなした正仕事、 NW_i は関節 i がなした負仕事、 ABW_{tot} は全関節の絶対仕事の総和、13 は本研究で定義した関節の数（左右の足、膝、股、手、肘、肩、および頸）である。なお、1 歩行周期中に左側の四肢の関節が行った力学的仕事は右側の各関節による力学的仕事と等しいものとして計算した。

④ 力学的エネルギー利用の有効性

関節トルクにより生み出された力学的エネルギーが目的とする運動課題にどれだけ有効に使われたかを評価するために、力学的エネルギー利用の有効性(effectiveness)について検討した。阿江と藤井(1996)は力学的エネルギー利用の有効性を評価する指標として Effectiveness Index（以下、EI）とよばれる指数を提案している（式 4.8）。

$$EI \text{ (Effectiveness Index)} = \frac{\text{Performance or Effective Work (or Energy)}}{\text{Mechanical Work (or Energy)}} \quad (4.8)$$

本研究では、関節トルクによる力学的仕事の総和が移動のためにどの程度有効であったかを評価するために、式 4.8 に基づく以下の式を用いて、力学的エネルギー利用の有効性指数を算出した。

$$EI = \frac{d}{\left[\sum_{i=1}^{13} (|PW_i| + |NW_i|) \right] / BM} \quad (4.9)$$

ここで、 d は 1 歩行周期(2 歩)中の身体の水平変位(ステップ長 $\times 2$)、 BM は身体質量である。右辺の分母は体重あたりの全関節の絶対仕事の総和である。この式より得られる EI は単位仕事あたりの身体の水平移動距離(水平変位)を意味する。

4.2.4 歩行周期の局面分け

歩行の 1 周期を接地および離地、大転子に対する足部(第 5 中足骨粗面)の位置に基づいて、6 つの動作局面に分けた。図 4-3 は 1 歩行周期における動作区分時点と局面を示したものである。各動作区分時点の説明は以下の通りである。

- ① 1st R-on 右足(分析脚)の接地(分析脚の遊脚期の終了, 分析脚の支持期の開始, 両脚支持期の開始)
- ② L-off 左足(非分析脚)の離地(両脚支持期の終了, 分析脚の片脚支持期の開始)
- ③ St-mid 支持期中点(大転子が右足の第 5 中足骨粗面の真上を通過する時点)
- ④ L-on 左足(非分析脚)の接地(分析脚の片脚支持期の終了, 両脚支持期の開始)
- ⑤ R-off 右足(分析脚)の離地(分析脚の支持期の終了, 分析脚の遊脚期の開始)
- ⑥ Sw-mid 遊脚期中点(右足の第 5 中足骨粗面が大転子の真下を通過する時点)
- ⑦ 2nd R-on 次の R-on

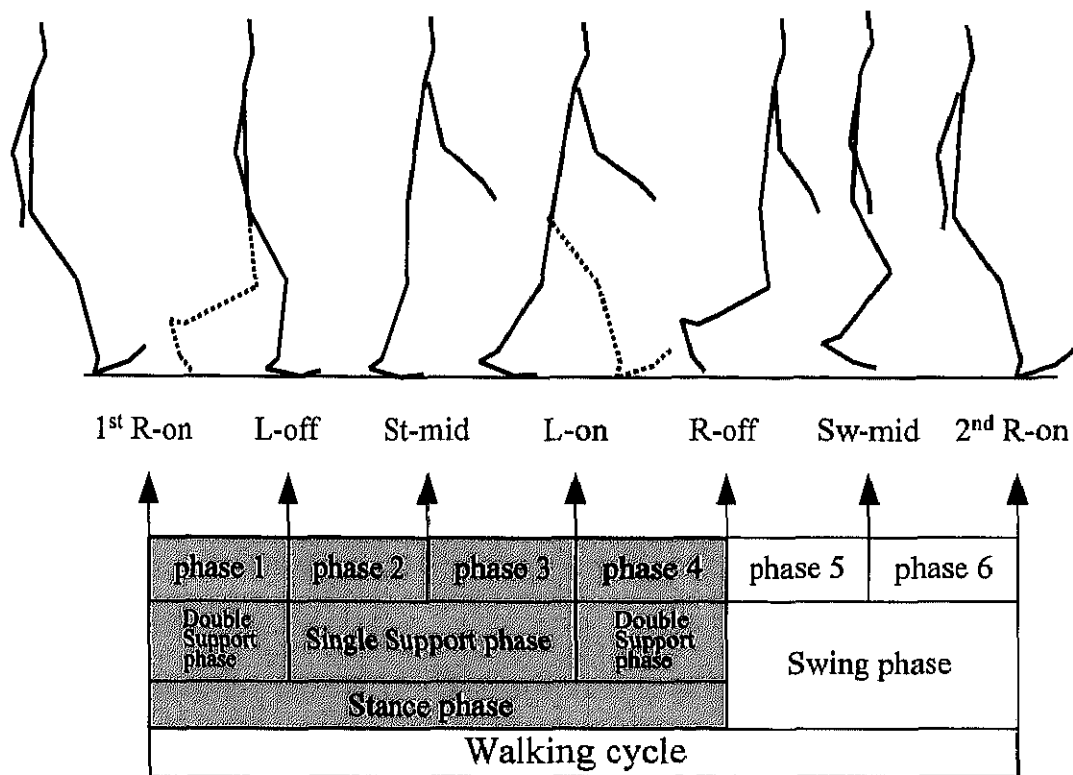


Figure 4-3

Definition of movement phases of the right leg. Head, torso, and right limbs are drawn by solid lines, left leg by dotted lines. Abbreviations for seven event points are as follows.

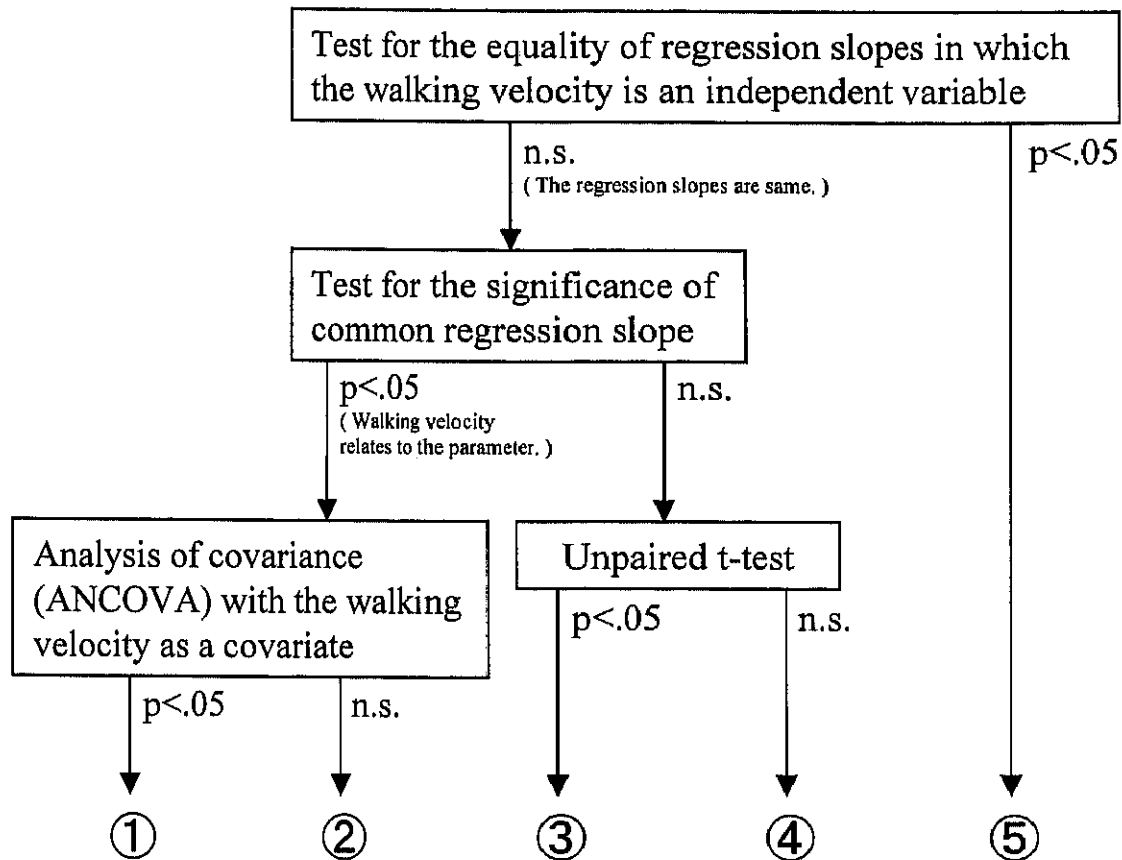
- 1st R-on : 1st right foot contact on the ground
- L-off : left(contralateral) foot off
- St-mid : midpoint of the stance phase (instant the hip passes over the foot)
- L-on : left foot contact on the ground
- R-off : right foot off
- Sw-mid : midpoint of the swing phase (instant the foot passes over the hip)
- 2nd R-on : 2nd right foot contact on the ground

4.2.5 統計処理

図 4-4 は各パラメータの有意差検定の方法，手順および結果の解釈について示したものである．本研究では，歩行速度を歩行動作に強い影響を持つ要因としてとらえ，男性高齢者と青年における各パラメータの有意差検定には，歩行速度を共変量とする共分散分析（ANCOVA）を用いた．ただし，共分散分析を行うには，（１）歩行速度を独立変数とし，検定しようとするパラメータを従属変数としたときの回帰直線の傾きが両群で等しい（平行である）とみなせること，（２）回帰直線の傾き（両群で等しい）が有意であること，が条件である．したがって，まず，（１）のための検定（歩行速度を独立変数とする回帰直線の平行性の検定）と（２）のための検定（回帰の有意性の検定）を行い，条件を満たしたパラメータに限り ANCOVA を行った．また，条件を満たさないパラメータについては，図に示した他の検定を行った．

各検定の結果は，図中の①～⑤のいずれかになる．

- ①歩行速度の影響が両群において等しく，歩行速度の大きさに関わらず両群間の差は有意である．
- ②歩行速度の影響が両群において等しく，歩行速度の大きさに関わらず両群間の差は有意ではない．
- ③歩行速度の影響を受けず，両群間の差が有意である．回帰直線の平行性の検定の結果，両群の回帰直線は平行であるとみなせたが，回帰の有意性の検定の結果，回帰が有意でない場合，そのパラメータは歩行速度の影響を受けないと判断できる．したがって，この場合は，歩行速度を考慮に入れない検定（独立２群の t 検定）を行った．その結果，両群の差が有意であった場合である．
- ④歩行速度の影響を受けず，両群間の差が有意ではない．③の場合と同



	Effect of walking velocity on the parameter is:	Difference between the age groups is:	Mark of significance
①	same in the age groups	significant in any walking velocity	* p<0.05 ** p<0.01
②	same in the age groups	not significant in any walking velocity	
③	not significant	significant	† p<0.05 ‡ p<0.01
④	not significant	not significant	
⑤	different between the age groups	dependent on walking velocity	∫ p<0.05 ∫∫ p<0.01

Figure 4-4
Flowchart and interpretation of results in statistical analyses.

様に、独立 2 群の t 検定を行った結果、両群の差が有意でなかった場合である。

- ⑤ 歩行速度の影響が両群で異なり、両群間の差は歩行速度に依存する（どの歩行速度で比較を行うかにより結果が異なる）。

なお、いずれの検定の場合も、有意水準は危険率 5%未満とした。

4.3 結果

4.3.1 歩行速度を規定する要因

表 4-2(a)は歩行速度、ステップ長、ステップ頻度、歩行比の平均と標準偏差を示したものである。また、表の右端には歩行速度と各パラメータの関係および統計処理の結果を図示した。

男性高齢者の歩行速度は青年の歩行速度の 75.9～82.5%（緩歩 75.9%、自由歩行 77.8%、速歩 82.5%、最大速度歩行 82.3%）であり、いずれの歩行においても男性高齢者は青年よりも低い速度を示した。ステップ長は 4 種類の歩行のいずれにおいても、男性高齢者では青年よりも小さかった。このことは同程度の歩行速度で比較しても同様であった。

両群とも歩行速度の増加にともないステップ長は増大したが、増大の程度は男性高齢者で有意に小さく（ $p<0.05$ ）、歩行速度が高いほど両群の差が大きかった。身長あたりのステップ長も同様の傾向がみられたが、歩行速度の増加にともなう増大の仕方には両群間で有意差がみられなかった。ステップ頻度は、緩歩と自由歩行においては青年が、速歩と最大速度歩行においては男性高齢者が高かったが、同程度の歩行速度で比較すると男性高齢者の方が高かった。両群とも歩行速度の増加にともないステップ頻度は増大したが、増大の程度は男性高齢者で有意に大きく（ $p<0.01$ ）、

Table 4-2(a)
Performance descriptors of walking (Step length and Step frequency)

	walking speed	YOUNG		ELDERLY		relationship with walking velocity (horizontal axis:m/s) and the result of statistics
		M	SD	M	SD	
Walking velocity (m/s)	SW	1.30	0.09	0.98	0.17	
	NW	1.61	0.08	1.25	0.16	
	FW	1.87	0.09	1.54	0.19	
	MW	2.18	0.17	1.80	0.22	
Step length (SL) (m)	SW	0.74	0.04	0.61	0.09	
	NW	0.84	0.06	0.67	0.07	
	FW	0.91	0.05	0.74	0.06	
	MW	1.00	0.06	0.78	0.05	
Step length /Standing height	SW	0.42	0.02	0.38	0.05	
	NW	0.48	0.03	0.42	0.04	
	FW	0.52	0.02	0.46	0.03	
	MW	0.56	0.03	0.48	0.04	
Step frequency (SF) (steps/s)	SW	1.75	0.12	1.61	0.16	
	NW	1.92	0.07	1.87	0.12	
	FW	2.05	0.11	2.07	0.17	
	MW	2.19	0.11	2.31	0.23	
Walk ratio (SL/SF) (m/(step/s))	SW	0.43	0.05	0.39	0.07	
	NW	0.44	0.04	0.36	0.04	
	FW	0.45	0.04	0.36	0.04	
	MW	0.46	0.04	0.34	0.04	

Abbreviation: SW=Slow Walking, NW=Normal Walking, FW=Fast Walking, MW=Maximum-speed Walking.
 ※ S-marks (J , JJ) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (J p<0.05, JJ p<0.01).

歩行速度が高いほど両群の差が大きかった。歩行比はいずれの歩行においても男性高齢者が青年よりも小さかった。このことは同程度の歩行速度で比較しても同様であった。歩行速度の増加にともなう歩行比の変化は両群で有意に異なっていた ($p < 0.05$)。

図 4-5 はステップ長とステップ頻度の関係を示したものである。ここで、破線で描いた曲線は等速度曲線を、直線は等歩行比線を表す。この図からも、男性高齢者は青年よりも同程度の速度におけるステップ長が小さく、ステップ頻度が高いことがわかる。さらに、青年より速く歩いてもなお男性高齢者のステップ長は青年よりも小さい場合さえみられた(男性高齢者の最大速度歩行と青年の自由歩行の比較)。また、各歩行の平均のプロットから、青年では歩行速度の増加にともない歩行比が増大しているのに対して、男性高齢者では減少していることが分かる。このことは、青年では歩行速度の増加にともなうステップ長の増大率がステップ頻度の増大率よりも大きく、男性高齢者ではその逆であることを意味する。

表 4-2(b)は歩行速度を規定する要因のうち、歩行の時間的要因(ステップ頻度の決定要因)を表 4-2(a)と同様の方法で示したものである。表中の%STT、%SWT、%SST、%DSTはそれぞれ、支持期時間(STT)、遊脚期時間(SWT)、片脚支持期時間(SST)、両脚支持期時間(DST)の1歩行周期時間に占める割合をパーセントで示したものである。

支持期時間、遊脚期時間は、両群とも歩行速度の増加にともない減少し、同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも短かった。これらの1歩行周期に占める割合(%STT、%SWT)は、両群とも歩行速度の増加にともない%STTは減少し、%SWTは増大した。これらは、同程度の歩行速度では両群でほぼ同じであった。

片脚支持期時間、両脚支持期時間も、両群とも歩行速度の増加にとも

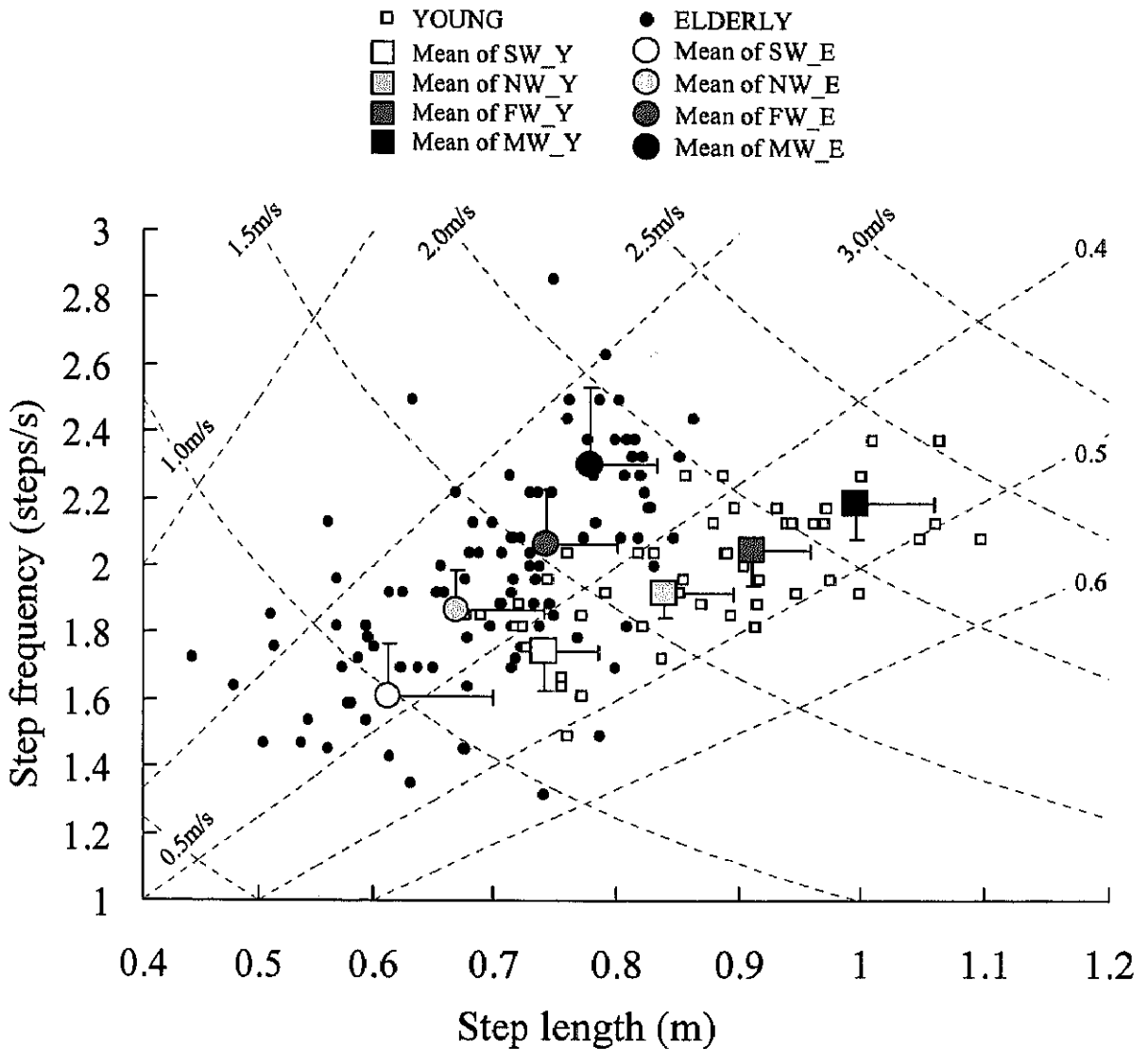


Figure 4-5

Relationship between step length and step frequency in walking. Each broken straight line expresses a same walking ratio(SL/SF) and each broken curved line expresses a same walking velocity. SW_Y=Slow walking for YOUNG, NW_Y=Normal walking for YOUNG, FW_Y=Fast walking for YOUNG, MW_Y=Maximum-speed walking for YOUNG, SW_E=Slow walking for ELDERLY, NW_E=Normal walking for ELDERLY, FW_E=Fast walking for ELDERLY, MW_E =Maximum-speed walking for ELDERLY.

Table 4-2(b)
Performance descriptors of walking (Determinants of walking cycle)

	walking speed	YOUNG		ELDERLY		relationship with walking velocity (horizontal axis:m/s) and the result of statistics
		M	SD	M	SD	
Stance time (STT) (s)	SW	0.75	0.06	0.83	0.09	
	NW	0.66	0.03	0.69	0.05	
	FW	0.60	0.03	0.61	0.05	
	MW	0.56	0.02	0.55	0.06	
Swing time (SWT) (s)	SW	0.40	0.03	0.43	0.06	
	NW	0.38	0.02	0.38	0.04	
	FW	0.38	0.03	0.36	0.04	
	MW	0.36	0.03	0.33	0.03	
%STT (%)	SW	65.5	1.6	66.0	2.5	
	NW	63.3	1.3	64.7	2.2	
	FW	61.1	1.5	63.0	1.9	
	MW	60.7	1.8	62.6	1.8	
%SWT (%)	SW	34.5	1.6	34.0	2.5	
	NW	36.7	1.3	35.3	2.2	
	FW	38.9	1.5	37.0	1.9	
	MW	39.3	1.8	37.4	1.8	
Single support time (SST) (s)	SW	0.40	0.03	0.44	0.06	
	NW	0.39	0.02	0.39	0.03	
	FW	0.38	0.02	0.36	0.04	
	MW	0.37	0.02	0.33	0.04	
Double support time (DST) (s)	SW	0.18	0.02	0.19	0.03	
	NW	0.13	0.01	0.15	0.02	
	FW	0.11	0.01	0.12	0.02	
	MW	0.09	0.01	0.11	0.02	
%SST (%)	SW	34.7	1.3	35.1	2.0	
	NW	37.5	1.2	36.1	1.7	
	FW	39.2	1.1	37.3	1.5	
	MW	40.1	1.5	37.9	1.6	
%DST (%)	SW	15.3	1.3	14.9	2.0	
	NW	12.5	1.2	13.9	1.7	
	FW	10.8	1.1	12.7	1.5	
	MW	9.9	1.5	12.1	1.6	

Abbreviation: SW=Slow Walking, NW=Normal Walking, FW=Fast Walking, MW=Maximum-speed Walking.
 ※ Asterisks mean significant differences between the age groups in ANCOVA (* p<0.05, ** p<0.01) with walking velocity as a covariate. S-marks (§ , §§) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (§ p<0.05, §§ p<0.01).

ない減少し、同程度の歩行速度においては男性高齢者が青年よりも短かった。これらの1歩行周期に占める割合(%SST, %DST)は、両群とも歩行速度の増加にともない%SSTは増大し、%DSTは減少した。これらの歩行速度の増加にともなう増減の程度は両群間で有意に異なり(いずれも $p<0.01$)、男性高齢者の方が増減の程度が小さかった。したがって、%SSTは約1.7m/sを境に、それ以下の速度では男性高齢者が青年よりも大きく、それ以上の速度では男性高齢者が青年よりも小さい傾向がみられた。また、%DSTでは%SSTと逆の傾向を示した。

以上のことから、同程度の歩行速度では男性高齢者は青年よりもステップ長が小さく、ステップ頻度が高いこと、青年では歩行速度の増加にともない歩行比が増大するのに対して、男性高齢者では減少することがわかった。また、同程度の歩行速度ではステップ頻度を規定する時間的要因のうち、支持期時間、非支持期時間、片脚支持期時間、両脚支持期時間のいずれもが男性高齢者で青年よりも短かったが、これらの割合は%SSTおよび%DSTについてのみ両群間で差がみられた。

4.3.2 下肢および体幹の kinematics

4.3.2.1 下肢関節の関節角度と動作範囲

図4-6は1歩行周期中の下肢関節角度の変化を各群の平均で示したものである。横軸は1歩行周期(Walking Cycle, 以下WC)を100%として正規化した時間を表し、0%WC および 100%WC の時点が踵接地、60~66%WC 付近(青年/緩歩: $65.5 \pm 1.6\%$, 自由歩行: $63.3 \pm 1.3\%$, 速歩: $61.1 \pm 1.5\%$, 最大速度歩行: $60.4 \pm 1.5\%$; 男性高齢者/緩歩: $66.0 \pm 2.5\%$, 自由歩行: $64.7 \pm 2.2\%$, 速歩: $63.0 \pm 1.9\%$, 最大速度歩行: $62.6 \pm 1.8\%$)がつま先離地である。なお、図中に示した R-on, L-off などの動作区分時点は

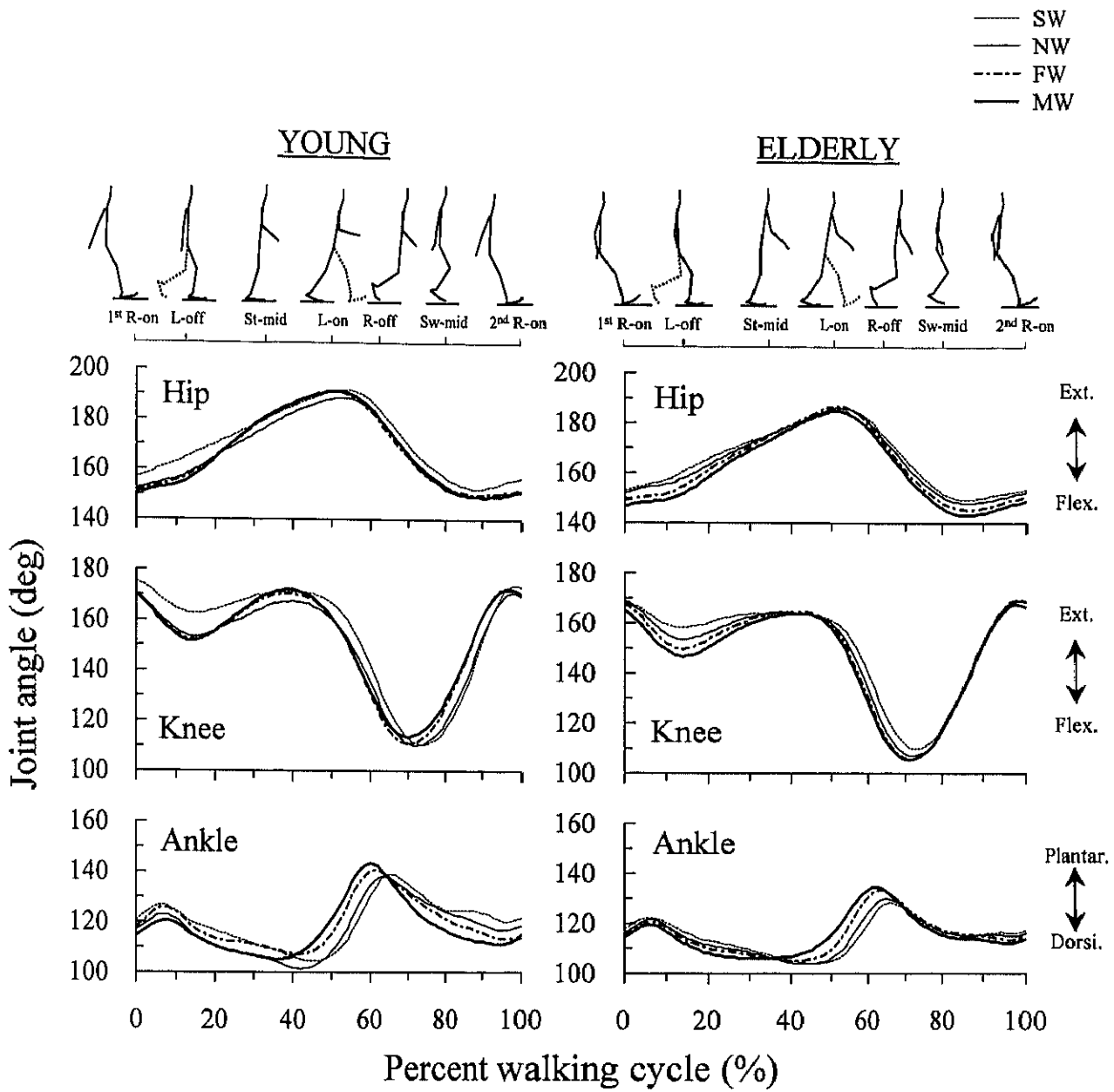


Figure 4-6

Changes in lower limb joint angles in walking.

SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking.

各歩行によって異なるものであるが(R-on と 2nd R-on のみは一致する),
ここでは青年と男性高齢者それぞれにおける 4 種類の歩行の平均値で示
している。

両群とも歩行周期中の各関節角度の変化パターンは類似していたが,
各時点における関節角度には差がみられた。全体的な傾向として, 男性高
齢者では青年と比べて股関節および膝関節がより屈曲位に, 足関節がより
背屈位にある傾向がみられた。

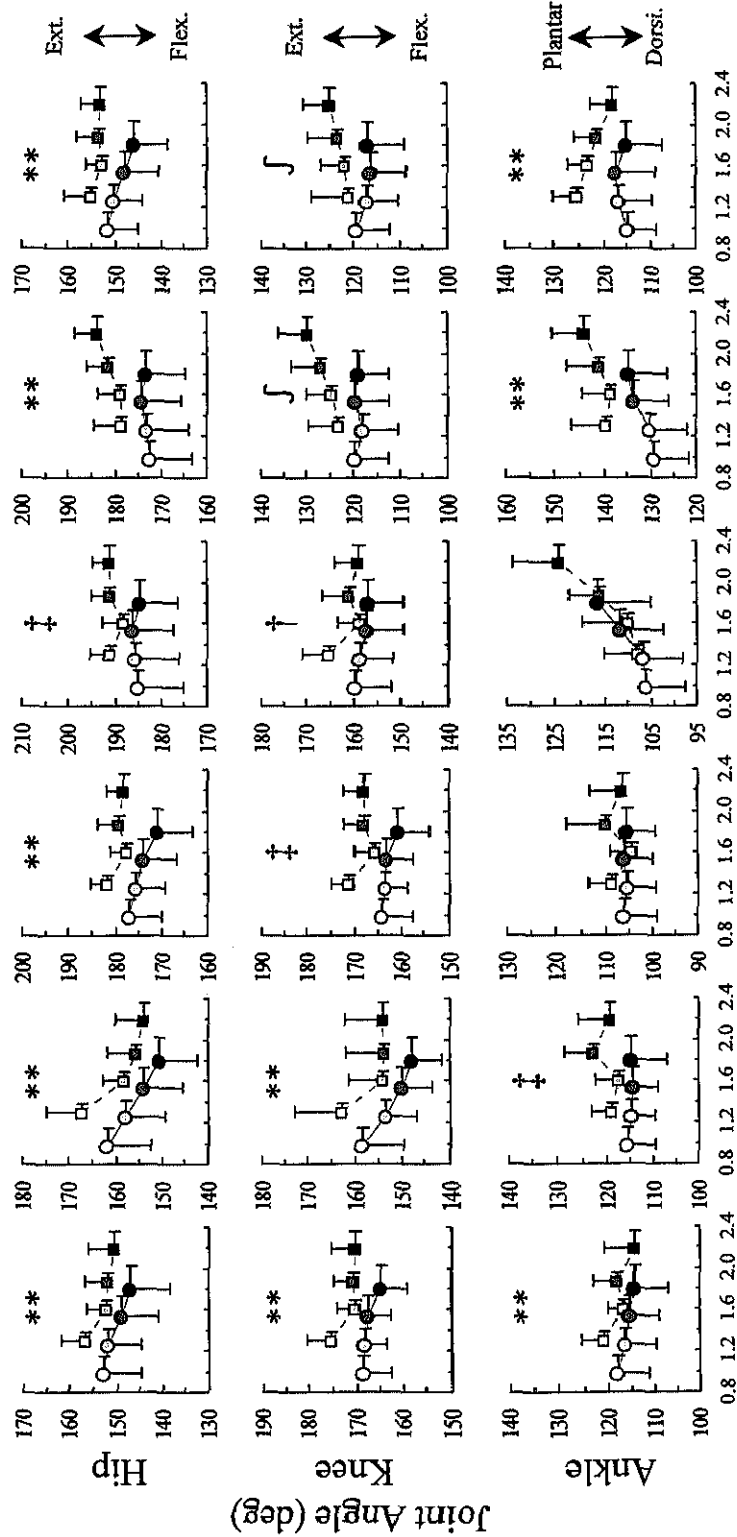
図 4-7 は歩行速度と各動作区分時点での下肢関節角度の関係を各群の
平均と標準偏差で示したものである。各グラフは横軸が歩行速度, 縦軸が
関節角度であり, 丸は男性高齢者, 四角は青年を示している。また, 図中
には統計処理の結果を図 4-4 に記したマーク(*, **, †, ‡, §, §§)で示した。
図 4-8 は支持期および遊脚期における下肢関節角度の最大値, 最小値およ
び関節の動作範囲を各群の平均と標準偏差で示したものである。ここで,
関節角度の最大値は関節の最大伸展位(足関節では最大底屈位)を, 最小
値は最大屈曲位(足関節では最大背屈位)を意味する。また, 図中には図
4-7 と同様に統計処理の結果を示した。下肢関節角度および関節の動作範
囲について両群間に以下のような違いがみられた。

①股関節角度

同程度の歩行速度では, いずれの動作区分時点でも男性高齢者は青年
よりも有意に股関節角度が小さく, 股関節がより屈曲位であった(すべて
の動作区分時点で $p < 0.01$)。また, 支持期, 遊脚期の最大・最小値は同
程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に小さかった(支持期,
遊脚期の最大・最小値すべてにおいて $p < 0.01$)。支持期および遊脚期と
も動作範囲には両群間で差がみられなかった。

②膝関節角度

□ SW_Y
 ▤ NW_Y
 ▨ FW_Y
 ■ MW_Y
 ○ SW_E
 ○ NW_E
 ● FW_E
 ● MW_E

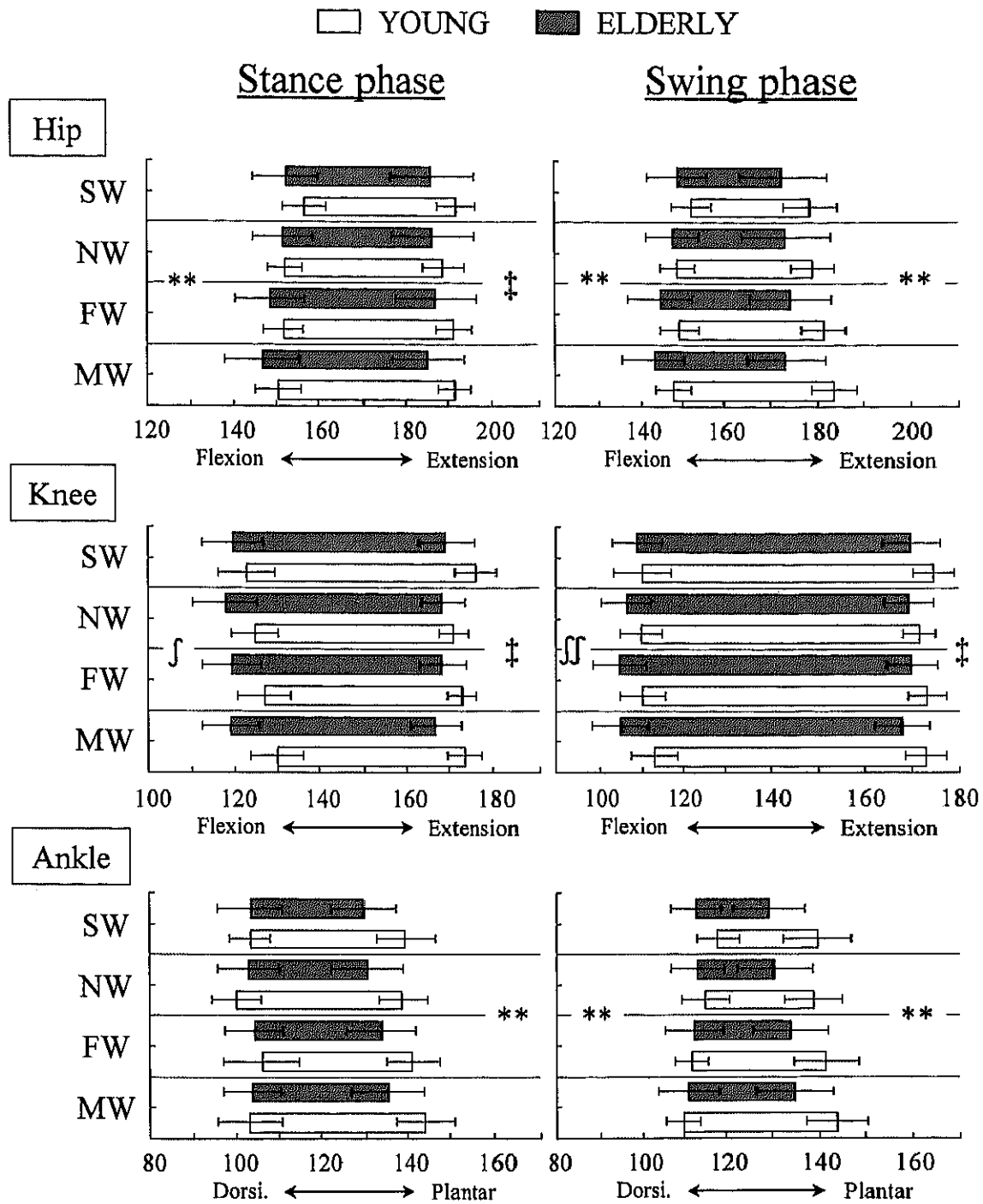


Walking Velocity (m/s)

Figure 4-7

Lower limb joint angles at each event point for ELDERLY and YOUNG in various walking velocities.

SW_Y=Slow walking for YOUNG, NW_Y=Normal walking for YOUNG, FW_Y=Fast walking for YOUNG, MW_Y=Maximum-speed walking for YOUNG, SW_E=Slow walking for ELDERLY, NW_E=Normal walking for ELDERLY, FW_E=Fast walking for ELDERLY, MW_E=Maximum-speed walking for ELDERLY. Asterisks mean significant differences between the age groups in ANCOVA with walking velocity as a covariate (* p<0.05, ** p<0.01). Crosses (†, ‡) mean significant differences between the age groups in unpaired t-test (†<0.05, ‡ p<0.01). S-marks (J, †) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (J p<0.05, † p<0.01).



ROM: Hip(stance) n.s., Hip(swing) n.s., Knee(stance) ∩∩, Knee(swing) ∩∩, Ankle(stance) **, Ankle(swing) *

Figure 4-8

Maximum and minimum joint angles and ranges of joint angular motion(ROM) during stance and swing phases. SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking, Asterisks mean significant differences between the age groups in ANCOVA with walking velocity as a covariate (* p<0.05, ** p<0.01). Crosses (†, ‡) mean significant differences between the age groups in unpaired t-test (†<0.05, ‡ p<0.01). S-marks (∩, ∩∩) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (∩ p<0.05, ∩∩ p<0.01).

同程度の歩行速度では、いずれの動作区分時点でも男性高齢者は青年よりも膝関節角度が小さく、膝関節がより屈曲位であった。このうち R-on, L-off, St-mid, L-on における両群の差は有意であった (R-on, L-off, St-mid: $p < 0.01$, L-on: $p < 0.05$)。R-off, Sw-mid では歩行速度の増加にともなう膝関節角度の変化が両群間で有意に異なっていた (いずれも $p < 0.05$)。また、支持期および遊脚期の最大値は、同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に小さかった (いずれも $p < 0.01$)。支持期および遊脚期の最小値と動作範囲は歩行速度の増加にともなう変化が両群間で有意に異なっていた (支持期最小値: $p < 0.05$, 支持期動作範囲, 遊脚期最小値, 遊脚期動作範囲: $p < 0.01$)。

③ 足関節角度

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年よりも R-on, L-off, R-off, Sw-mid における足関節角度が有意に小さく、足関節がより背屈位であった (いずれも $p < 0.01$)。また、支持期の最大値および動作範囲、遊脚期の最大・最小値および動作範囲は、同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に小さかった (遊脚期の動作範囲 $p < 0.05$, その他はいずれも $p < 0.01$)。

以上のことから、同程度の歩行速度においては、男性高齢者は青年と比較して、歩行周期のほぼ全体にわたり股関節および膝関節がより屈曲位に、足関節がより背屈位にあることがわかった。また、同程度の歩行速度においては、男性高齢者は青年よりも支持期および遊脚期における足関節動作範囲が小さいことがわかった。

4.3.2.2 下肢および体幹の部分角度と動作範囲

図 4-9 は 1 歩行周期中の下肢および体幹の部分角度変化を図 4-6 と同様

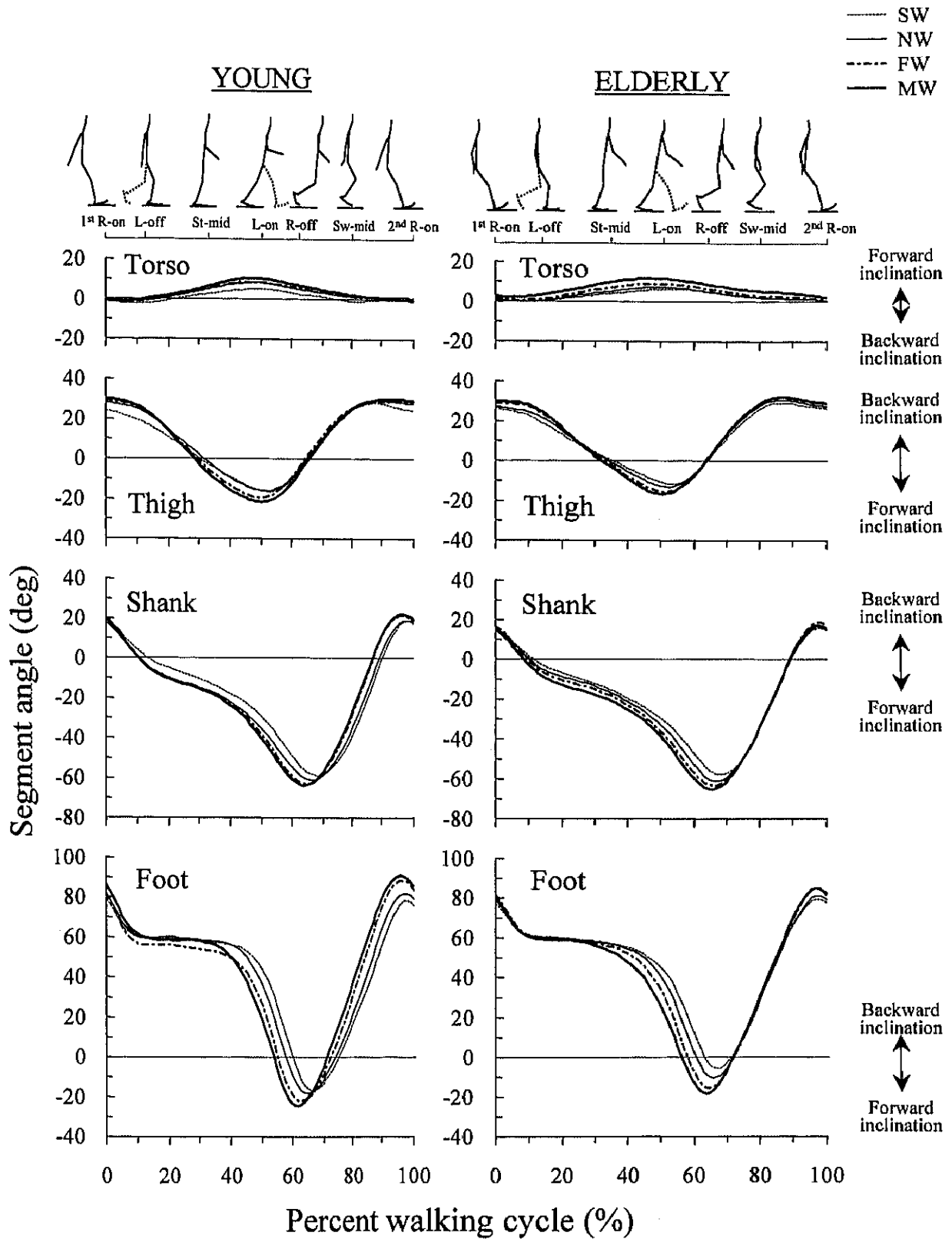


Figure 4-9

Changes in segment angles of lower extremity and torso in walking.

SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking.

に各群の平均で示したものである。両群とも歩行周期中の各部分角度の変化パターンは類似していたが、各時点における部分角度には差がみられた。全体的な傾向として、男性高齢者は青年と比べて体幹と下腿の前傾が大きく、大腿と足部の前傾が小さかった。

図 4-10 は歩行速度と各動作区分時点での下肢および体幹の部分角度の関係を図 4-7 と同様に示したものである。ここで、体幹角度の正の値は前傾、負の値は後傾を表し、大腿角度、下腿角度、足部角度の正の値は後傾（前方への挙上）、負の値は前傾（後方への挙上）を表す（図 4-1 参照）。図 4-11 は支持期および遊脚期における下肢および体幹の部分角度の最大値、最小値および部分の動作範囲を図 4-8 と同様に示したものである。部分角度および部分の動作範囲について、両群間に以下のような違いがみられた。

① 体幹角度

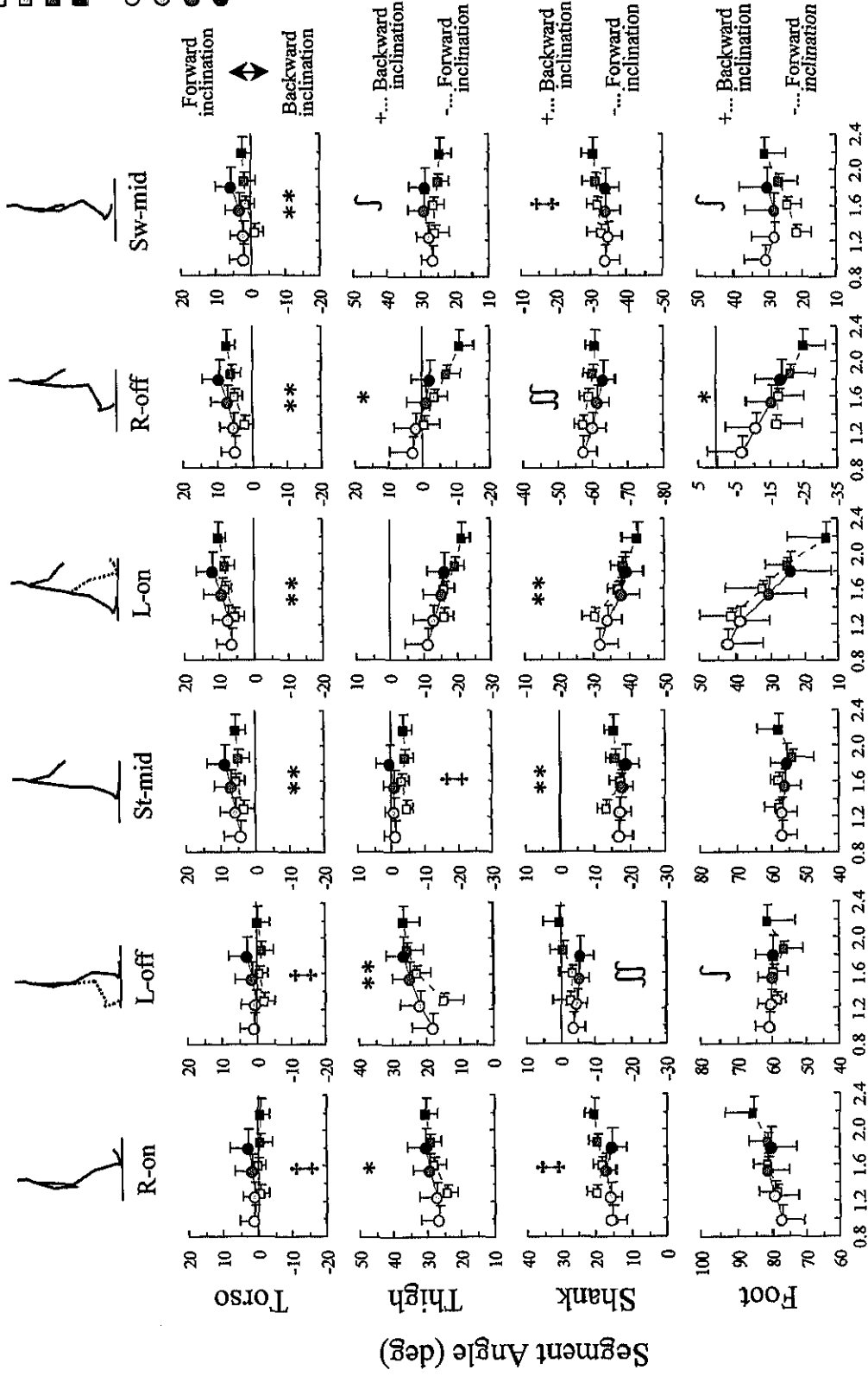
体幹は、両群とも歩行周期全体を通じて前傾していた。同程度の歩行速度では、いずれの動作区分時点でも男性高齢者は青年よりも有意に体幹の前傾が大きかった（すべての動作区分時点で $p < 0.01$ ）。また、支持期の最大・最小値、遊脚期の最大・最小値および動作範囲は同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に大きかった（いずれも $p < 0.01$ ）。

② 大腿角度

大腿は、両群とも R-on, L-off, Sw-mid では後傾を、St-mid, L-on では前傾を示した。また、R-off では青年は前傾を示し、男性高齢者は比較的低い歩行速度では後傾を、高い歩行速度では前傾を示した。同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年よりも R-on, L-off, Sw-mid での大腿の後傾が大きく、St-mid, L-on, R-off での大腿の前傾が小さかった（R-off については男性高齢者の SW, NW では後傾を示した）。これらのうち、R-on,

□ SW_Y
 ▤ NW_Y
 ▥ FW_Y
 ■ MW_Y

○ SW_E
 ⊙ NW_E
 ⊕ FW_E
 ● MW_E



Walking Velocity (m/s)

Figure 4-10

Lower extremity and torso segment angles at each event point for ELDERLY and YOUNG in various walking velocities. SW_Y=Slow walking for YOUNG, NW_Y=Normal walking for YOUNG, FW_Y=Fast walking for YOUNG, MW_Y=Maximum-speed walking for YOUNG, SW_E=Slow walking for ELDERLY, NW_E=Normal walking for ELDERLY, FW_E=Fast walking for ELDERLY, MW_E=Maximum-speed walking for ELDERLY. Asterisks mean significant differences between the age groups in ANCOVA with walking velocity as a covariate (* p<0.05, ** p<0.01). Crosses (†, ‡) mean significant differences between the age groups in unpaired t-test (†<0.05, ‡ p<0.01). S-marks (J, J̄) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (J p<0.05, J̄ p<0.01).

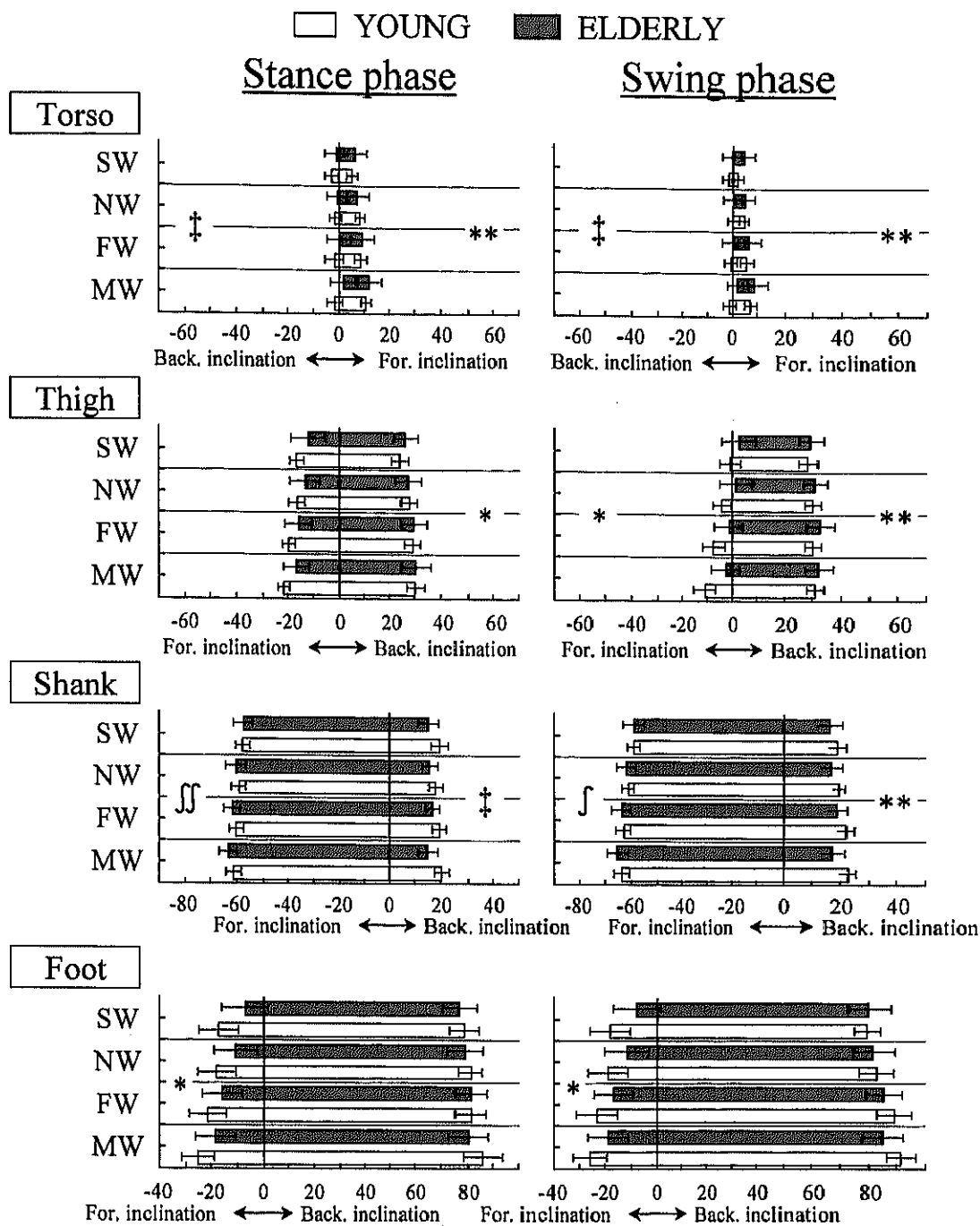


Figure 4-11

Maximum segment angles and ranges of segment angular motion(ROM) during stance and swing phases. SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking, Asterisks mean significant differences between the age groups in ANCOVA with walking velocity as a covariate (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$). Crosses (†, ‡) mean significant differences between the age groups in unpaired t-test († $p < 0.05$, ‡ $p < 0.01$). S-marks (∫, ∫∫) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (∫ $p < 0.05$, ∫∫ $p < 0.01$).

L-off, St-mid, R-off)における両群の差は有意であった(R-on, R-off: $p < 0.05$, L-off, St-mid: $p < 0.01$)。Sw-midでは歩行速度の増加にともなう大腿角度の変化が両群間で有意に異なっていた($p < 0.05$)。また、支持期の最大値、遊脚期の最大・最小値は同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に大きかった(支持期最大値, 遊脚期最小値: $p < 0.05$, 遊脚期最大値: $p < 0.01$)。

③ 下腿角度

下腿は、両群とも R-on では後傾を、L-off, St-mid, L-on, R-off, Sw-mid では前傾を示した。同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年よりも R-on での下腿の後傾が小さく、L-off, St-mid, L-on, R-off, Sw-mid での前傾が大きかった。このうち、R-on, St-mid, L-on, Sw-mid における両群の差は有意であった(いずれも $p < 0.01$)。L-off, R-offでは歩行速度の増加にともなう下腿角度の変化が両群間で有意に異なっていた(いずれも $p < 0.01$)。また、支持期および遊脚期の最大値は同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に小さかった(いずれも $p < 0.01$)。支持期および遊脚期の最小値は歩行速度の増加にともなう変化が両群間で有意に異なっていた(支持期最小値: $p < 0.01$, 遊脚期最小値: $p < 0.05$)。

④ 足部角度

足部は R-on, L-off, St-mid, L-on, Sw-mid では後傾を、R-off では前傾を示した。同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年よりも R-off における足部の前傾が有意に小さかった($p < 0.05$)。L-off, Sw-mid では歩行速度の増加にともなう足部角度の変化が両群間で有意に異なっていた(いずれも $p < 0.05$)。また、支持期および遊脚期の最小値は同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に大きかった(いずれも $p < 0.05$)。

以上のことから、同程度の歩行速度においては、男性高齢者は青年と比

較して、歩行周期のほぼ全体にわたり体幹の前傾が大きいこと、大腿の後傾が大きく前傾が小さいこと、下腿の後傾が小さく前傾が大きいこと、離地時の足部の前傾が小さいことがわかった。また、同程度の歩行速度においては、下肢部分の動作範囲には両群間で有意差がみられないことがわかった。

4.3.2.3 下肢関節の関節角速度

図 4-12 は 1 歩行周期中の足、膝、股関節の角速度の変化を図 4-6 と同様に各群の平均で示したものである。各グラフの縦軸の正の値は伸展速度（足関節では底屈速度）を、負の値は屈曲速度（足関節では背屈速度）を表す。

各関節の伸展（足関節では底屈）および屈曲（足関節では背屈）の変化パターンは両群で同様であった。また、両群とも歩行速度の増加にともない各関節の角速度のピーク値が増大する傾向がみられた。同程度の歩行速度（男性高齢者：SW=0.98±0.17m/s, NW=1.25±0.16m/s, FW=1.54±0.19m/s, MW=1.80±0.22m/s, 青年：SW=1.30±0.09m/s, NW=1.61±0.08m/s, FW=1.87±0.09m/s, MW=2.18±0.17m/s, 男性高齢者の NW と青年の SW, 男性高齢者の FW と青年の NW, 男性高齢者の MW と青年の FW はそれぞれほぼ同程度である）で比較すると、両群間には以下のような違いがみられた。

① 股関節角速度

男性高齢者は青年よりも L-off～L-on（15～50%WC 付近）での股関節伸展速度、R-off 前後（60～80%WC 付近）の股関節屈曲速度、R-on 前（90～95%WC 付近）の股関節伸展速度が大きかった。

② 膝関節角速度

— SW
 — NW
 - - - FW
 — MW

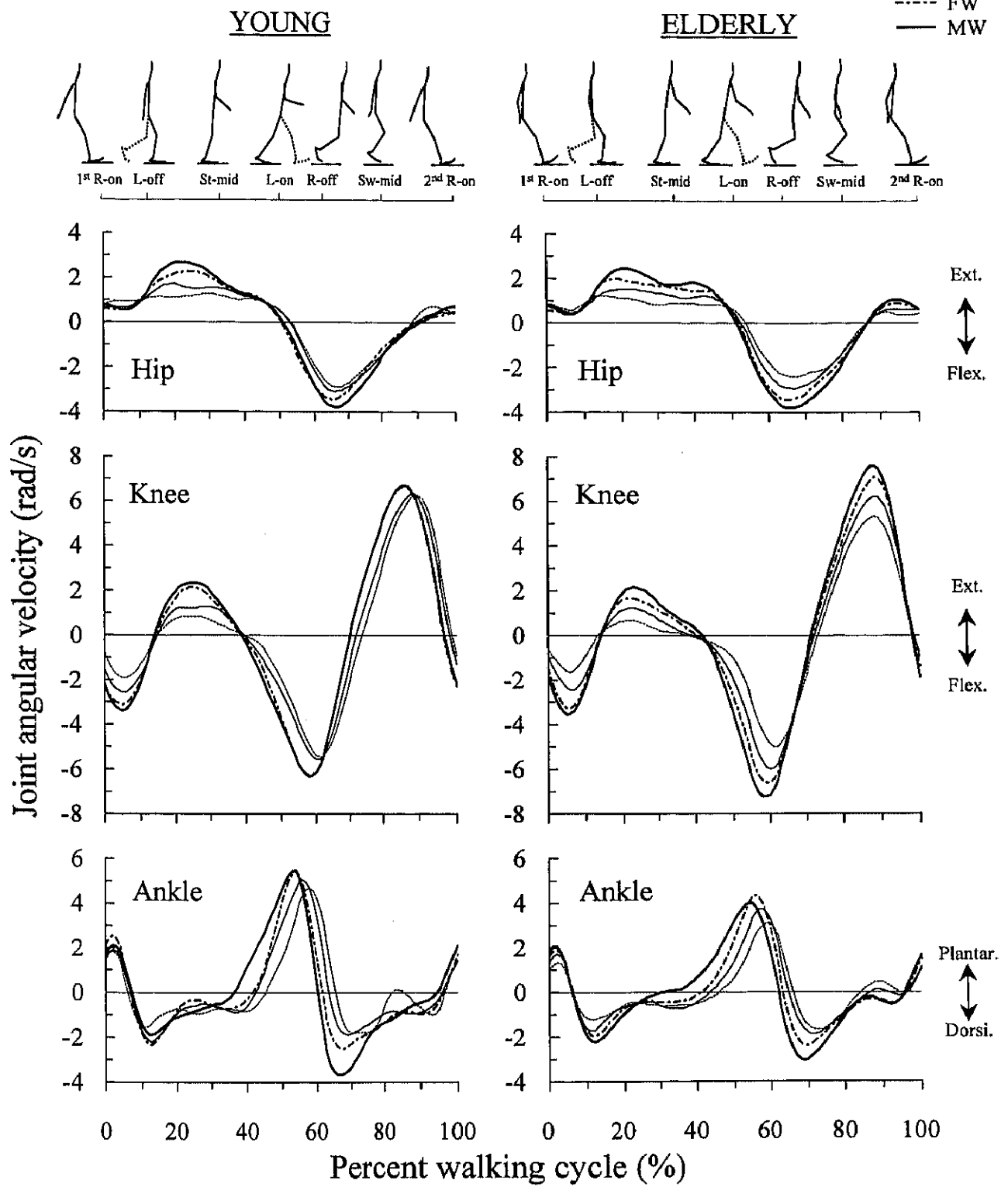


Figure 4-12

Joint angular velocity of lower limb joint in walking.

SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking.

男性高齢者は青年よりも R-on 直後 (0~10%WC 付近) の膝関節屈曲速度, 支持期前半 (15~30%WC 付近) の膝関節伸展速度, R-off 前後 (50~70%WC 付近) の膝関節屈曲速度, 遊脚期後半 (80~95%WC 付近) の膝関節伸展速度が大きかった。

③ 足関節角速度

男性高齢者は青年よりも R-off 前 (50~60%WC 付近) の足関節底屈速度が小さく, 遊脚期前半 (60~75%WC 付近) の足関節背屈速度が大きかった。

以上のことから, 同程度の歩行速度においては, 男性高齢者では青年よりも歩行周期全体における股および膝関節の伸展・屈曲速度, 遊脚期の足関節背屈速度が大きく, 離地前の足関節底屈速度が小さいことがわかった。

4.3.3 下肢の kinetics について

4.3.3.1 関節トルク

図 4-13 は 1 歩行周期における足, 膝, 股関節の体重あたりの関節トルクの変化を図 4-6 と同様に各群の平均で示したものである。各グラフの縦軸の正の値は伸展トルク (足関節では底屈トルク) が優位であることを, 負の値は屈曲トルク (足関節では背屈トルク) が優位であることを表す。

各関節の伸展トルク (足関節では底屈トルク) および屈曲トルク (足関節では背屈トルク) の変化パターンは両群でほぼ同様であった。歩行速度の増加にともなう関節トルクの変化および両群間の関節トルクの違いは以下のものであった。

① 股関節トルク

両群とも歩行速度の増加にともない, R-on 直後 (0~10%WC 付近) の股関節伸展トルク, 支持期後半 (30~70%WC 付近) の股関節屈曲トルク,

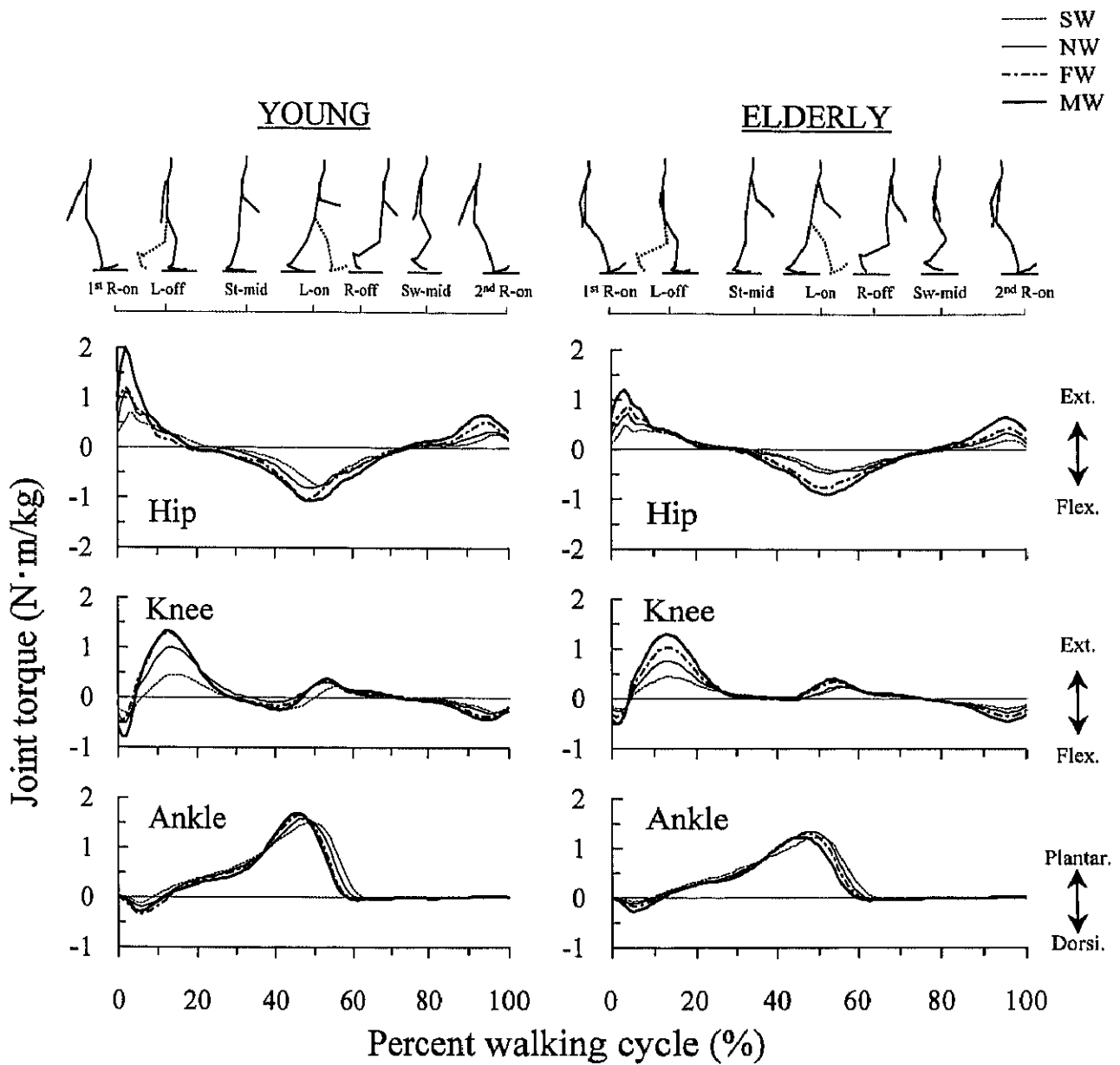


Figure 4-13

Joint torque of lower limb joint in walking. The data are shown as per body mass.

SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking.

R-on 前 (85~100%WC 付近) の股関節伸展トルクが増大した。

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年に比べて支持期後半 (40~60%WC 付近) の股関節屈曲トルクが小さく、R-on 前 (85~100%WC 付近) の股関節伸展トルクが大きかった。

② 膝関節トルク

両群とも歩行速度の増加にともない、R-on 直後 (0~5%WC 付近) の膝関節屈曲トルク、支持期前半 (5~25%WC 付近) および支持期後半 (45~60%WC 付近) の膝関節伸展トルク、R-on 前 (85~100%WC 付近) の膝関節屈曲トルクが増大した。

支持期前半 (5~25%WC 付近) の膝関節伸展トルクは低い歩行速度 (高齢者の NW と青年の SW) では男性高齢者が青年よりも大きかったが、より高い歩行速度では両群間に差がみられなかった。青年では支持期中盤 (30~45%WC 付近) にわずかながら膝関節屈曲トルクが発揮されていたが男性高齢者ではこの局面における膝関節トルクはほとんどゼロであった。以上の2点を除いて、膝関節トルクには両群間に大きな差がみられなかった。

③ 足関節トルク

両群とも歩行速度の増加にともない、R-on から L-off (0~10%WC 付近) にかけての足関節背屈トルクが増大した。青年では歩行速度の増加にともない支持期後半 (40~50%) の足関節底屈トルクが増大していたが、男性高齢者では明らかな増大がみられなかった。両群とも足関節トルクは股および膝関節トルクと比べると歩行速度にともなう変化が小さかった。

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年に比べて支持期後半 (40~60%WC 付近) の足関節底屈トルクが小さかった。

以上のことから、同程度の歩行速度においては、男性高齢者では青年よ

りも支持期後半の股関節屈曲トルクおよび足関節底屈トルクが小さく、接地前の股関節伸展トルクが大きいこと、膝関節トルクには両群間に大きな差がみられないことがわかった。また、両群とも足関節トルクは膝および股関節トルクに比べ、歩行速度の増加にともなう変化が小さいことがわかった。

4.3.3.2 関節トルクパワー

図 4-14 は 1 歩行周期における足、膝、股関節の体重あたりの関節トルクパワーの変化を図 4-6 と同様に各群の平均で示したものである。各グラフの縦軸の正の値は関節トルクによるパワーの発生を、負の値は吸収を表す。

各関節の正のパワーおよび負のパワーの変化パターンは両群で同様であった。また、両群とも歩行速度の増加にともない、支持期中盤(20~45% WC)の足関節の負のパワーを除く各関節の正負のパワーのピーク値が増大した。両群間の関節トルクパワーの違いは以下のものであった。

① 股関節トルクパワー

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年と比べて、支持期後半から遊脚期前半(50~75% WC 付近)の股関節屈曲トルクによる正のパワー、遊脚期後半(90~100% WC 付近)の股関節伸展トルクによる正のパワーが大きかった。

② 膝関節トルクパワー

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年と比べて、支持期前半(5~30% WC 付近)の膝関節伸展トルクによる負および正のパワー、支持期後半から遊脚期前半(45~70% WC 付近)の膝関節伸展トルクによる負のパワー、遊脚期後半(80~100% WC 付近)の膝関節屈曲トルクによる負

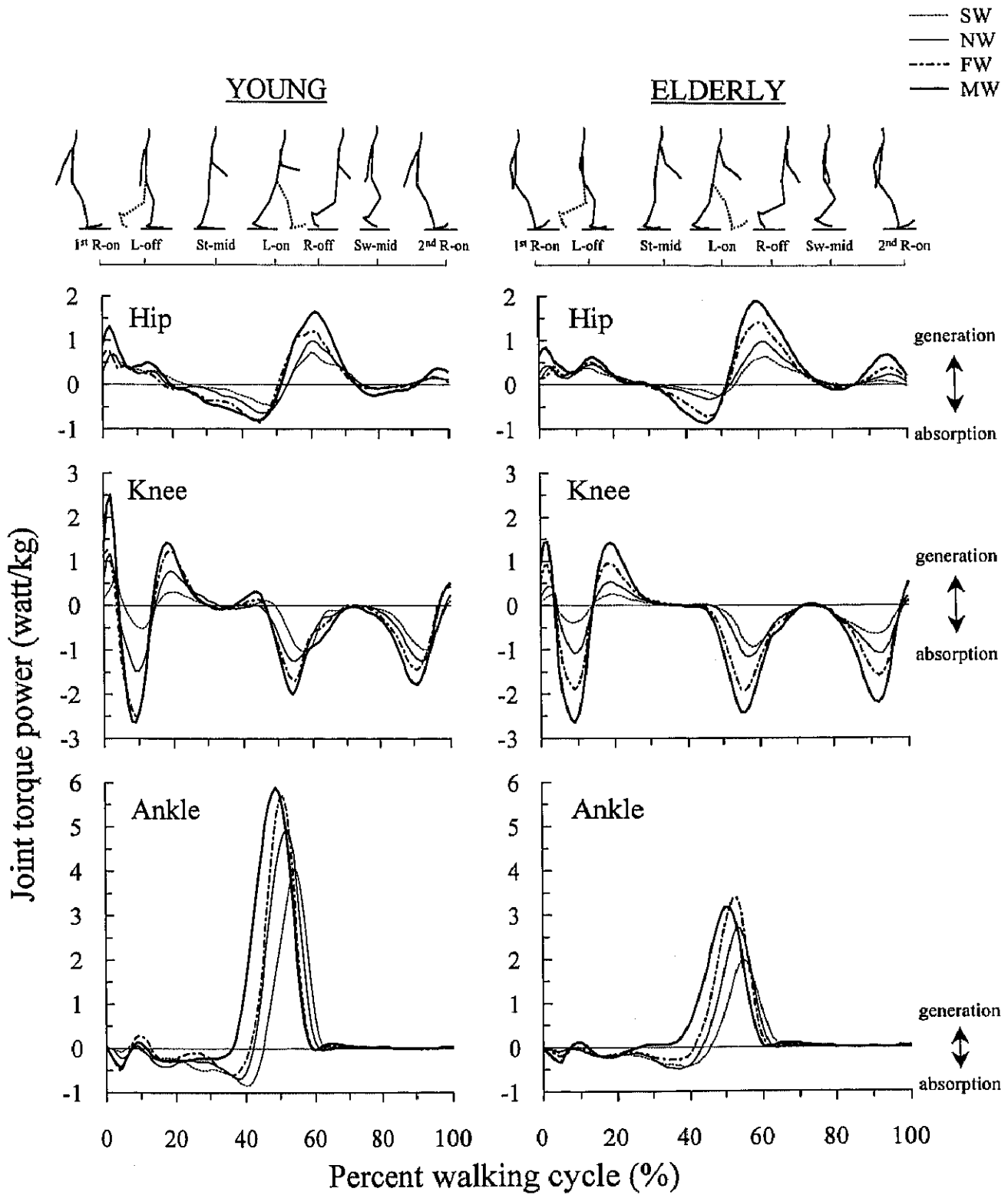


Figure 4-14

Joint torque power of lower limb joint in walking. The data are shown as per body mass. SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking.

のパワーが大きかった。

③ 足関節トルクパワー

両群とも支持期中盤（20～45%WC）の足関節底屈トルクによる負のパワーは歩行速度の増加にともない減少した。また、支持期後半（40～60%WC付近）の足関節底屈トルクによる正のパワーは両群とも歩行速度の増加にともない発揮の開始が早まったため、歩行周期に占める正のパワー発揮時間の割合は歩行速度が高いほど大きかった。

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年と比べて、支持期前半（15～40%WC付近）の足関節底屈トルクによる負のパワー、支持期後半（40～60%WC付近）の足関節底屈トルクによる正のパワーが小さかった。このうち、支持期後半（40～60%WC付近）の足関節底屈トルクによる正のパワーは、両群間の差が特に顕著であった。

以上のことから、同程度の歩行速度においては、男性高齢者は青年よりも股関節および膝関節のトルクパワーは大きく、足関節のトルクパワーは小さいことがわかった。また、このうち、支持期後半の足関節底屈トルクによる正のパワーは両群間の差が特に顕著であることがわかった。

4.3.3.3 関節の力学的仕事および貢献度

図 4-15 は 1 歩行周期における関節の体重当たりの力学的仕事（以下、単に仕事とする）を各群の平均で示したものである。足、膝、股関節は両脚の値（歩行 1 周期における左右の関節の力学的仕事は等しいと仮定して右側の値を 2 倍した）であり、図中の Upper は両手首、両肘、両肩、頸の合計（以下、上半身）である。

両群とも歩行速度の増加にともない、全身の力学的仕事（全関節の和）は正仕事、負仕事、それらの絶対値の和である絶対仕事（ABW_{tot}）のい

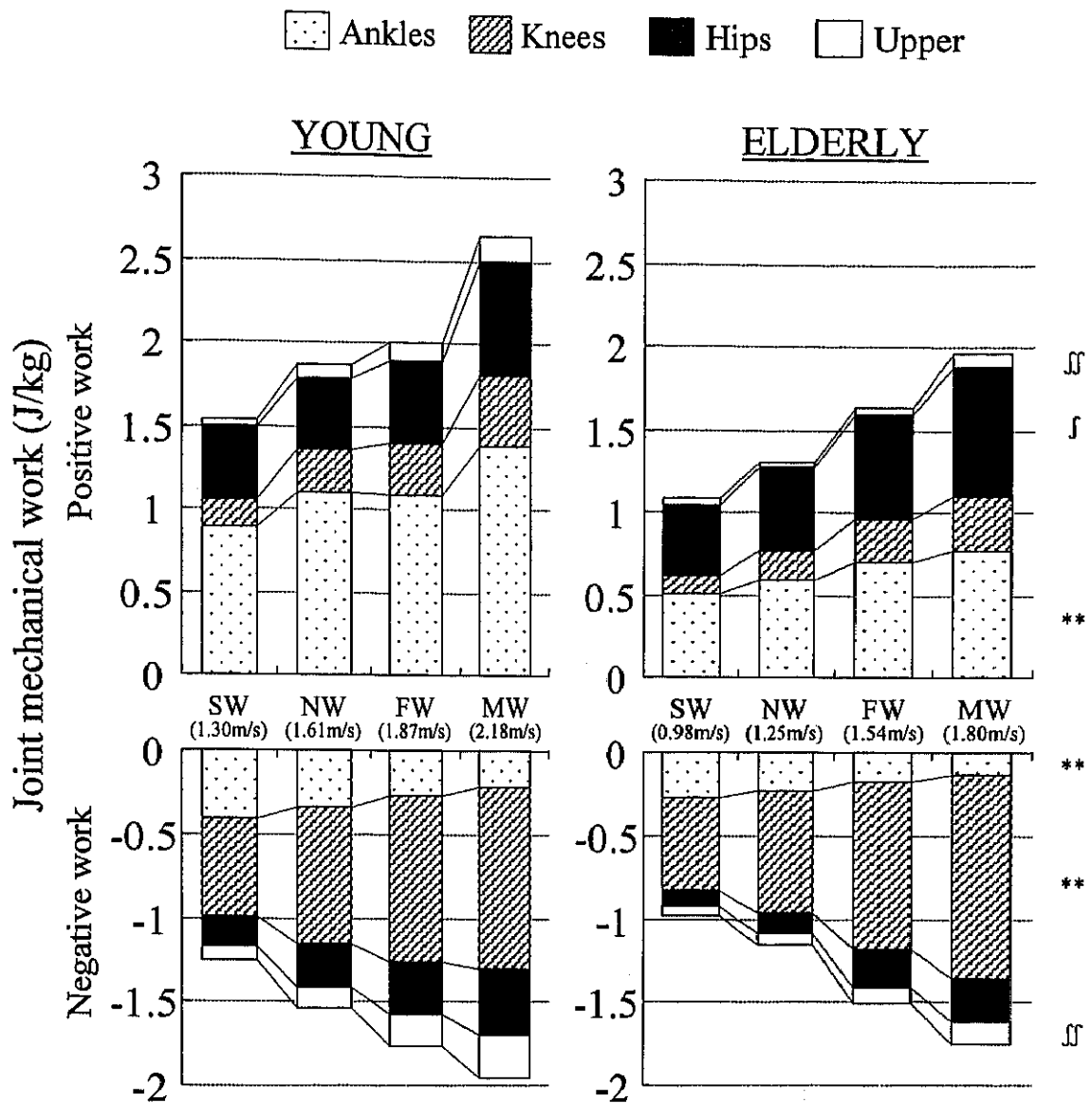


Figure 4-15

Mechanical work done by the joints in walking. The data are shown as per body mass. SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking. The figures in parenthesis are mean walking velocities. "Upper" means the sum of wrists, elbows, shoulders, and neck joint. Data for the lower limb joints are shown as the sum of both legs. Asterisks mean significant differences between the age groups in ANCOVA with walking velocity as a covariate (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$). S-marks (\int , \iint) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (\int $p < 0.05$, \iint $p < 0.01$).

ずれもが増大した。同程度の歩行速度では ABWtot は両群間に有意差がみられなかった。関節ごとにみると、両群とも膝、股関節および上半身の正仕事と負仕事はいずれも歩行速度の増加にともない増大した。また、足関節は両群とも歩行速度の増加にともない正仕事は増大したが、負仕事は減少した。歩行速度の大きさに関わらず、同程度の歩行速度では足関節の正仕事および負仕事は男性高齢者が青年よりも有意に小さく（いずれも $p<0.01$ ）、膝関節の負仕事は有意に大きかった（ $p<0.01$ ）。また、股関節の正仕事および上半身の正仕事、負仕事では歩行速度の増加にともなう変化に両群間で有意差がみられた（股関節の正仕事： $p<0.05$ 、上半身の正仕事および負仕事： $p<0.01$ ）。

図 4-16 は 1 歩行周期中の正仕事および負仕事における各関節の貢献度（全身の正仕事（負仕事）に対する各関節の正仕事（負仕事）の割合）を各群の平均で示したものである。

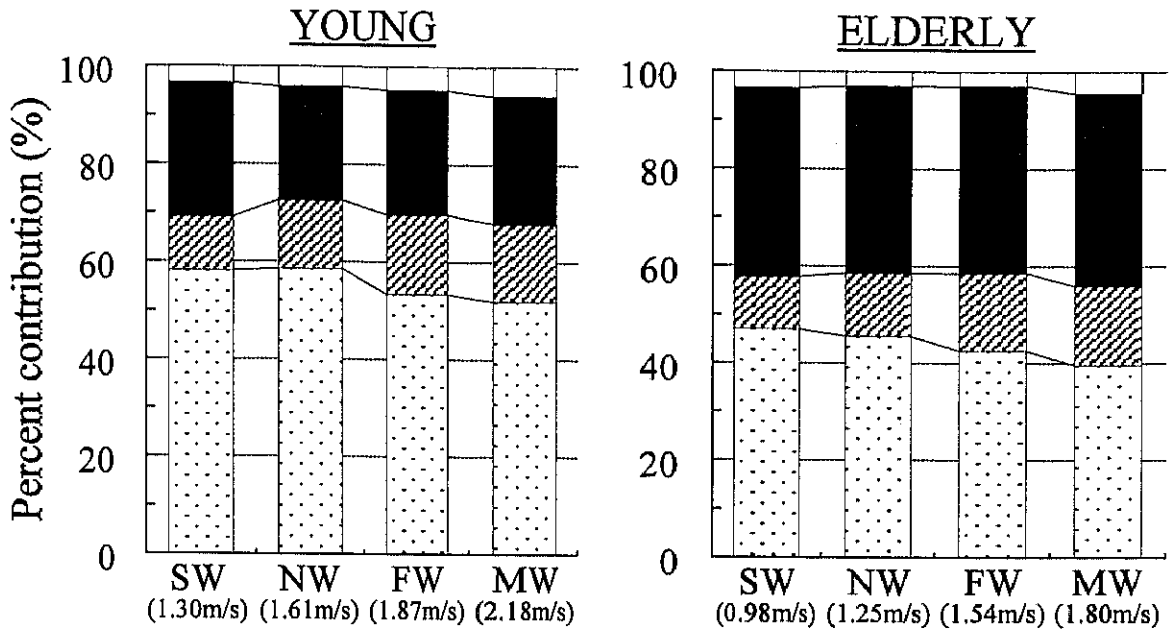
両群とも、歩行速度の増加にともない正仕事および負仕事における膝関節、上半身の貢献度、負仕事における股関節の貢献度は増大し、正仕事および負仕事における足関節の貢献度は減少した。また、両群とも正仕事における股関節の貢献度は歩行速度の増加にともなう明確な変化がみられなかった。歩行速度の大きさに関わらず、同程度の歩行速度では正仕事および負仕事における足関節の貢献度は男性高齢者が青年よりも有意に小さく（いずれも $p<0.01$ ）、正仕事における股関節の貢献度および負仕事における膝関節の貢献度は有意に大きかった（いずれも $p<0.01$ ）。また、正仕事および負仕事における上半身の貢献度は歩行速度の増加にともなう変化に両群間で有意差がみられた（いずれも $p<0.01$ ）。

以上のことから、同程度の歩行速度においては、両群の ABWtot は同程度であったがその内訳は異なり、男性高齢者は青年よりも足関節の正仕事

Ankles
 Knees
 Hips
 Upper

Positive work

(Ankles **, Knees n.s., Hips ‡, Upper ‡‡)



Negative work

(Ankles **, Knees **, Hips n.s., Upper ‡‡)

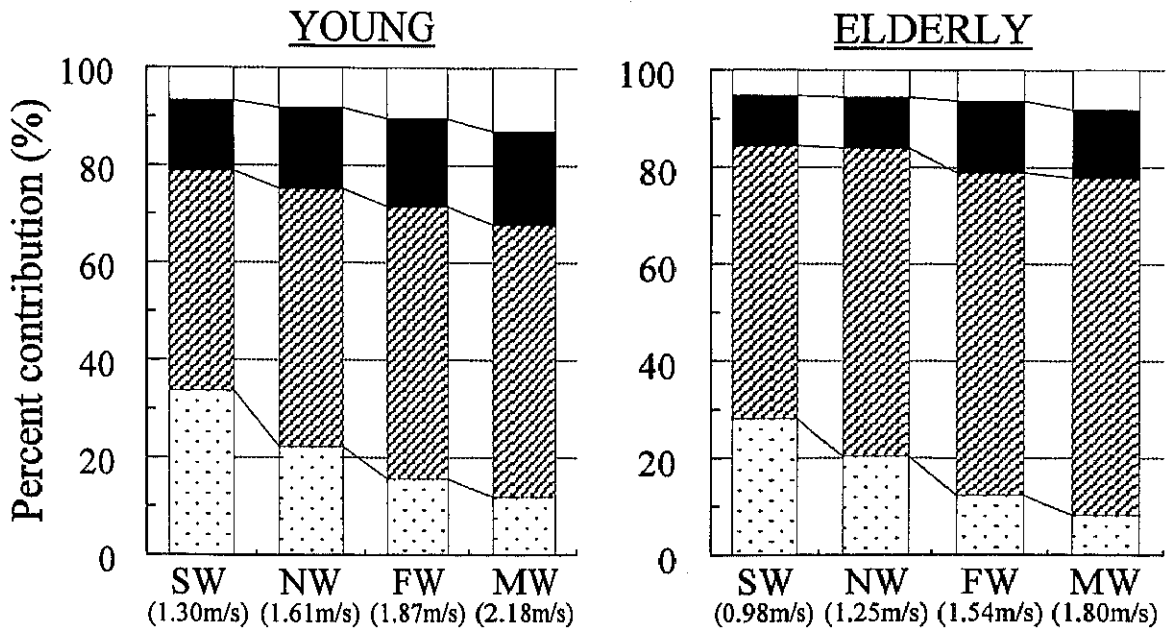


Figure 4-16

Percent contributions of each joint to the positive and negative mechanical work in walking. SW=Slow walking, NW=Normal walking, FW=Fast walking, MW=Maximum-speed walking. The figures in parenthesis are mean walking velocities. "Upper" means the sum of wrists, elbows, shoulders, and neck joint. Data for the lower limb joints are the sum of both legs. Asterisks mean significant differences between the age groups in ANCOVA with walking velocity as a covariate (* p<0.05, ** p<0.01). Crosses (†, ‡) mean significant differences between the age groups in unpaired t-test (†<0.05, ‡ p<0.01). S-marks (∫, ∫∫) mean significant differences between the age groups in the test of regression slopes in which the walking velocity is an independent variable (∫ p<0.05, ∫∫ p<0.01).

および負仕事が有意に小さく、膝関節の負仕事が有意に大きいことがわかった。また、男性高齢者は青年と比較して、同程度の歩行速度では正仕事においては足関節の貢献度が有意に小さく、股関節の貢献度が有意に大きいこと、負仕事においては足関節の貢献度が有意に小さく、膝関節の貢献度が有意に大きいことがわかった。

4.3.3.4 力学的エネルギー利用の有効性

図 4-17 は歩行速度と 1 歩行周期におけるエネルギー利用の有効性指数 (以下、EI) の関係を各群の平均と標準偏差で示したものである。両群とも EI は歩行速度の増加にともない減少したが、減少の程度には両群間で有意差がみられなかった。EI は歩行速度の大きさに関わらず、同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも有意に低かった ($p < 0.05$)。

4.4 考察

4.4.1 ステップ長、ステップ頻度からみた男性高齢者の歩行動作の特徴

歩行速度はステップ長とステップ頻度の積で決定される。ある速度を得るためのステップ長とステップ頻度の組み合わせは無限にあるが、その中から個人が自然に選択したステップ長とステップ頻度の組み合わせは、個人の身体的特性に大きく依存すると考えられる。これまで、高齢者の歩行速度が青年と比較して遅いのは、主にステップ長が小さいことが原因であると報告されてきた (Marino and Leavitt, 1987; Himann et al., 1988; Marino and Schroeder, 1988; Kaneko et al., 1991)。本研究の結果から、同程度の歩行速度においても男性高齢者は青年よりもステップ長が小さく、ステップ頻度が高いことが示された。また、ステップ長とステップ頻度は男性高齢者、青年ともに、歩行速度の増加にともなって増大し、両群とも歩行速度

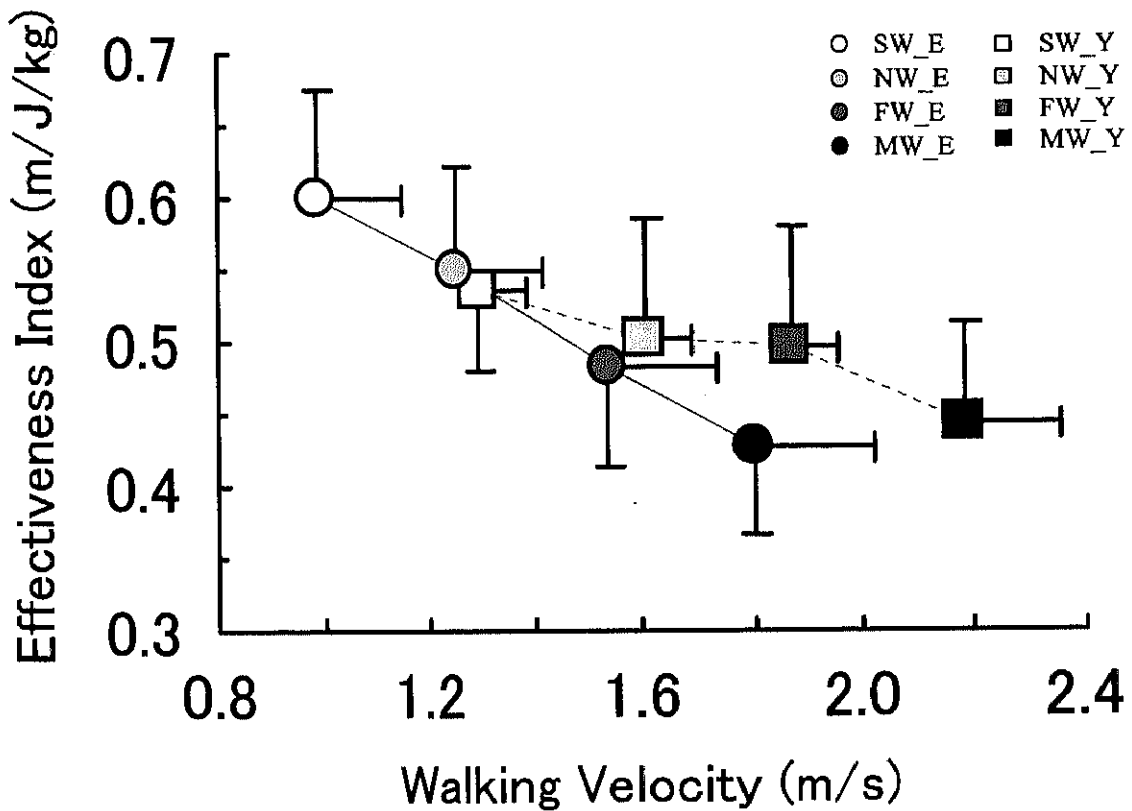


Figure 4-17

Effectiveness Index (EI) of mechanical energy utilization for the forward transition of the body in walking. SW_Y=Slow walking for YOUNG, NW_Y=Normal walking for YOUNG, FW_Y=Fast walking for YOUNG, MW_Y=Maximum-speed walking for YOUNG, SW_E=Slow walking for ELDERLY, NW_E=Normal walking for ELDERLY, FW_E=Fast walking for ELDERLY, MW_E =Maximum-speed walking for ELDERLY. Result of ANCOVA with walking velocity as a covariate showed significant effect of the age group(YOUNG, ELDERLY: $F(1,145)=4.64, p<0.05$).

とステップ長，ステップ頻度との相関は高かった（青年／ステップ長 0.93(p<0.01)，ステップ頻度 0.88(p<0.01)；男性高齢者／ステップ長 0.86(p<0.01)，ステップ頻度 0.92(p<0.01)）。しかし，歩行速度の増加にともなうステップ長とステップ頻度の増大の程度には両群間に差がみられ，ステップ長の増大は青年で，ステップ頻度の増大は男性高齢者でより大きかった（図 4-5）。さらに，青年より速く歩いてもなお男性高齢者のステップ長は青年よりも小さい場合さえみられた（男性高齢者の最大速度歩行と青年の自由歩行の比較）。また，図 4-5 から分かるように，青年では歩行速度の増加にともない歩行比が増大していたのに対して，男性高齢者では減少していた。このことは，青年では歩行速度の増加にともなうステップ長の増大率がステップ頻度の増大率よりも大きく，男性高齢者ではその逆であることを意味する。

これらのことから，男性高齢者と青年では同程度の歩行速度を得るための strategy および歩行速度の増加に対する strategy が異なり，青年はステップ長依存型であるのに対して，男性高齢者はステップ頻度依存型であるといえるであろう。

以上のことから，男性高齢者は青年と同程度の（あるいはそれ以上の）速度で歩く場合でも，青年と同程度までステップ長を増すことが困難であり，ステップ頻度の増大でこれを補償していると考えられる。したがって，男性高齢者の歩行速度の低下はステップ長の低下により生じており，ある一定の歩行速度を得るためには，ステップ頻度の増大に頼らざるを得なくなったと考えられる。また，男性高齢者がステップ長を伸ばすことが困難になるのは，加齢にともなう筋機能の衰え（Vandervoort et al., 1990; Shultz, 1992; Rogers and William, 1993; Poulin et al., 1992; 岡田ら, 1994）や関節可動域の減少（Shultz, 1992）によると推測される。

4.4.2 下肢および体幹の kinematics からみた男性高齢者の歩行動作の特徴

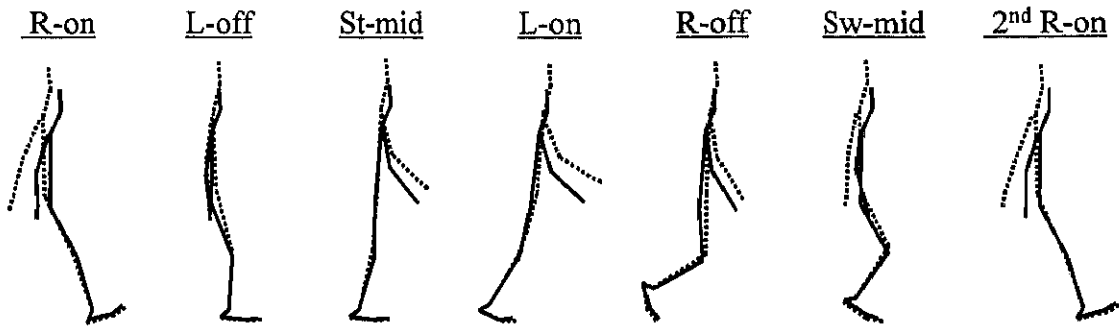
図 4-18 は男性高齢者と青年の歩行動作をスティックピクチャーを用いて示したものである。これらのスティックピクチャーは、男性高齢者、青年のそれぞれにおいて、各被験者の座標データを身長と時間で正規化し、平均したものを元に描かれたものである。

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年よりも歩行中の各動作区分時点での下肢関節角度が小さかった（図 4-7）。このことは、歩行周期のほぼ全体において、男性高齢者では青年よりも股関節および膝関節がより屈曲位に、足関節がより背屈位にあることを意味する。関節角度は関節を構成する 2 つのセグメントの部分角度によって決まるため、これらの両群間における関節角度の違いは部分角度の違いにより生じたといえる。図 4-10 に示したように、男性高齢者の股関節が青年よりもより屈曲位にあったのは、体幹の前傾が大きいこと、大腿の後傾が大きく、前傾が小さいことに起因しているといえる。同様に、男性高齢者の膝関節がより屈曲位にあったのは大腿の後傾が大きく、前傾が小さいこと、下腿の後傾が小さく、前傾が大きいことに起因しているといえる。また、男性高齢者で足関節がより背屈位にあったのは、足部の前傾が小さいこと、下腿の後傾が小さく、前傾が大きいことに起因しているといえる。

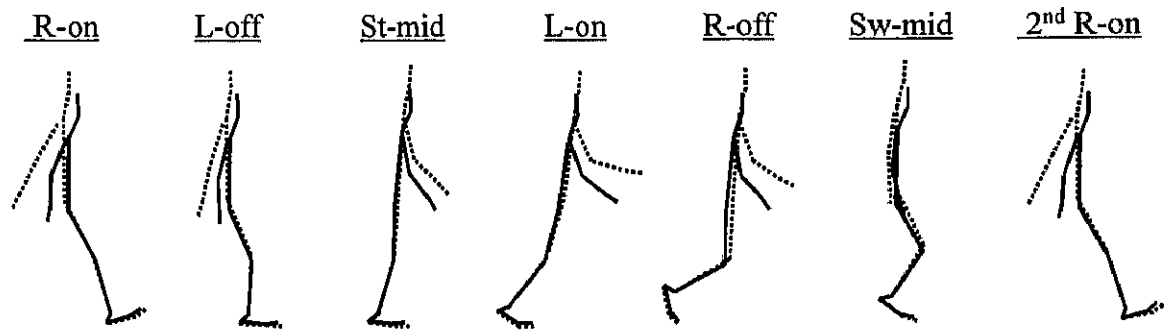
股関節および膝関節の屈曲と足関節の背屈は、体幹と下肢を近づけ、やや前かがみの姿勢をつくることになる。さらに、男性高齢者では支持期および遊脚期の足関節の動作範囲が青年よりも小さかったが、このことは主に最大底屈の減少によるところが大きかった（図 4-8）。このようなやや前かがみの姿勢と最大底屈の減少は、脚の後方へのキックが十分でないことを示しており、そのためステップ長の短縮が生じたと考えられる。

..... YOUNG
 ————— ELDERLY

SW_Y ($1.30 \pm 0.09 \text{m/s}$) vs. NW_E ($1.25 \pm 0.16 \text{m/s}$)



NW_Y ($1.61 \pm 0.08 \text{m/s}$) vs. FW_E ($1.54 \pm 0.19 \text{m/s}$)



FW_Y ($1.87 \pm 0.09 \text{m/s}$) vs. MW_E ($1.80 \pm 0.22 \text{m/s}$)

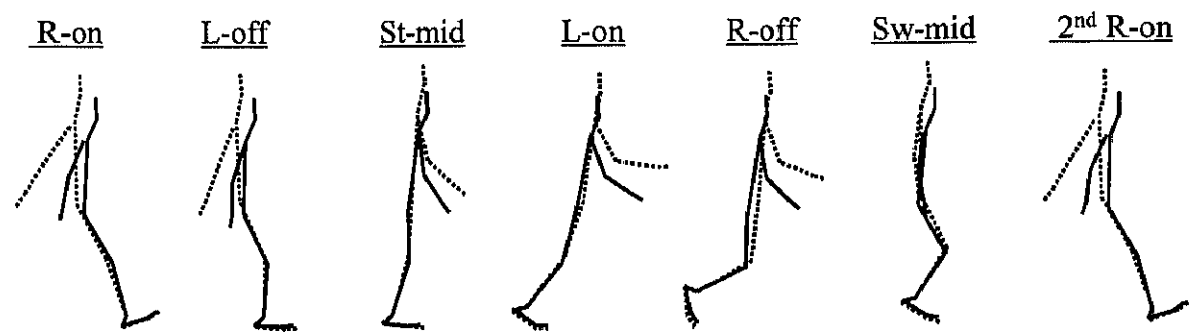


Figure 4-18

Comparison of body kinematics between YOUNG and ELDERLY during walking in similar velocity. SW_Y=Slow walking for YOUNG, NW_Y=Normal walking for YOUNG, FW_Y=Fast walking for YOUNG, NW_E=Normal walking for ELDERLY, FW_E=Fast walking for ELDERLY, MW_E=Maximum walking for ELDERLY.

一方、歩行中の下肢関節の角速度は、同程度の歩行速度で比較すると、股および膝関節では支持期、遊脚期のいずれにおいても伸展速度、屈曲速度とも男性高齢者の方が青年よりも大きかった（図 4-12）。また、足関節では離地前の底屈速度は男性高齢者の方が青年よりも小さく、離地後の背屈速度は男性高齢者の方が大きかった。すなわち、遊脚期においては、いずれの関節運動も男性高齢者の方が青年よりも大きな角速度で行われており、支持期においても離地前の足底屈以外の関節運動は男性高齢者の方が速かった。関節角速度が大きいことは歩行周期の短縮を生じるため、男性高齢者では、これによりステップ頻度を増大させていたことを示すと考えられる。

以上のことから、男性高齢者でみられたステップ長の短縮とステップ頻度の増大は、股、膝、足関節が歩行周期全体を通じてより屈曲位（背屈位）にあったこと、足関節の最大底屈が小さいこと、離地前の足底屈を除く関節運動がより大きい角速度で行われていたことによって生じたものと考えられる。

4.4.3 kinetics からみた男性高齢者の歩行動作の特徴

同程度の歩行速度では、男性高齢者は青年よりも足関節および上半身の正負の仕事が小さく、股関節の正仕事と膝関節の負仕事が大きかった（図 4-15）。また、正負の仕事に対する関節の貢献度も両群では異なり、同程度の歩行速度でも男性高齢者は正負の仕事における足関節の貢献度が小さく、正仕事における股関節の貢献度および負仕事における膝関節の貢献度が大きかった（図 4-16）。これらのことから、同程度の歩行速度での力学的仕事には男性高齢者と青年で差がないが、各関節の負担は両者で異なり、男性高齢者は青年と比べると、膝および股関節により依存した歩行

をしていたといえる。

関節の力学的仕事は関節トルクパワーを時間積分したものであるため、両群における関節の力学的仕事の違いは関節トルクパワーの大きさと発揮時間に起因し、これはさらに関節トルクおよび関節角速度に起因している。歩行中の男性高齢者と青年のパワー発揮の違いは支持期後半（40～60%WC 付近=局面 3～4）における足関節のパワーに最も顕著に表れていた（図 4-14）。ここでのパワーは主に足関節底屈筋群により発揮されたものと考えられるが、同程度の歩行速度で比較すると、男性高齢者では青年の約 55～70%程度であった。足関節のパワー、足関節底屈トルク、足関節底屈速度のピークの時期はほぼ一致しており、同程度の歩行速度では足関節底屈トルクのピークは男性高齢者では青年の約 75～90%、足底屈速度のピークは約 75～85%であった（図 4-12, 図 4-13）。したがって、男性高齢者の支持期後半における足関節のパワーが小さかったのは、足関節底屈トルクと足関節底屈速度の両方が小さかったためといえる。

このうち、足関節底屈トルクは、青年では歩行速度の増加にともない増大していたのに対して、男性高齢者では明確な増大はみられず、速歩から最大速度歩行への速度変化ではむしろ減少していた。このことは、男性高齢者では青年よりも支持期後半の足底屈筋群の力発揮が小さく、しかも、歩行速度が大きいとその傾向が顕著であることを示している。筋 Biopsy による研究（Larsson *et al.*, 1979）によると、加齢にともない速筋線維の選択的萎縮が生じるとされているが、支持期後半における男性高齢者の足関節底屈トルクの低下が高い歩行速度において顕著にみられたのは、このような加齢にともなう筋の機能的変化が反映されたものかもしれない。

また、男性高齢者で青年よりも支持期における足関節底屈速度が低かった原因の 1 つとして、足関節動作範囲の減少があげられる。同程度の歩行

速度において、男性高齢者では青年よりも支持期の最大底屈が有意に小さく、そのため足関節の動作範囲も有意に小さかった（図 4-8）。このことから、加齢にともなう関節可動域の低下が足関節底屈速度の減少を引き起こし、足関節底屈筋群のパワー低下を生じたと考えられる。身体が最も加速される支持期後半での足関節底屈筋群のパワー低下は、これまでの報告（Winter et al., 1990, Judge et al., 1996）と同様に、高齢者のステップ長短縮の最も大きな原因の 1 つであると考えられる。

足関節底屈トルクによるパワーの低下とは異なり、同程度の歩行速度における膝関節および股関節の関節トルクパワーは青年よりも男性高齢者で大きかった。膝関節は局面 1, 4, 6 で負のパワー発揮がみられたことから、接地直後および離地前の膝屈曲の抑制（局面 1 および 4）、接地前の下腿振り出しによる膝伸展の抑制（局面 6）の役割を果たしていると考えられる。また、股関節は局面 4~5 および局面 6 で正のパワーを発揮し、離地前後の大腿の振り上げ（局面 4~5）、接地前の大腿の振り下ろし（局面 6）の役割を果たしていると考えられる。そして、これらのパワーが大きいことは歩行周期の短縮に貢献すると考えられ、男性高齢者のステップ頻度増大の原因であると推測できる。

以上のことから、同程度の歩行速度においても、男性高齢者では青年よりも支持期後半（局面 3~4）の足関節の正仕事が顕著に小さく、そのためにステップ長の減少が引き起こされたと考えられる。また、ステップ長の減少を補償して同程度の歩行速度を得るために、男性高齢者では接地後（局面 1）、離地前（局面 4）および接地前（局面 6）における膝関節の負のパワー、離地前後（局面 4~5）および接地前（局面 6）における股関節の正のパワーが大きく、これによりステップ頻度を高めていたと考えられる。その結果、男性高齢者の関節の貢献度は正および負の仕事で足関

節が小さく、正仕事では股関節、負仕事では膝関節が大きくなったと考えられる。

4.4.4 力学的エネルギー利用の有効性からみた男性高齢者の歩行動作の特徴

歩行では、力学的エネルギーの大きさ（力学的出力）だけでなく、力学的エネルギーが身体の移動のためにどのように用いられるか（力学的エネルギー利用の有効性）が重要である。本研究では単位仕事当たりの移動距離（m/J/kg）を力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）とし、移動における力学的エネルギー利用の有効性の評価を行った。

EI は両群とも歩行速度の増加にともない減少する傾向がみられた。また、同程度の歩行速度においては男性高齢者では青年よりも EI が有意に低かった（図 4-17）。これらのことから、歩行速度の増加にともない、男性高齢者、青年とも力学的エネルギーが増大するが、同程度の歩行速度では男性高齢者の方がある一定距離の移動のためにより多くの力学的エネルギーを必要とするといえる。

移動距離と関節の力学的仕事の総和（ABW_{tot}）の関係について検討すると、青年では 1 歩行周期中の移動距離（ステップ長×2）を緩歩（1.30m/s）の 1.49m から速歩（1.87m/s）の 1.82m まで増大し（22.1%の増大）、体重あたりの ABW_{tot} を 2.80J/kg から 3.76J/kg へと増大（34.3%の増大）させていた。一方、男性高齢者ではそれと同等の歩行速度増加において、移動距離は自由歩行（1.25m/s）の 1.34m から最大速度歩行（1.80m/s）の 1.56m へと増大（16.4%の増大）し、ABW_{tot} は 2.46J/kg から 3.72J/kg へと増大（51.2%の増大）した。このことから分かるように、移動距離の増大は青年の方が大きいにもかかわらず、ABW_{tot} の増大は男性高齢者で著しく大きかった。また、男性高齢者では歩行速度の増加がステップ頻度により大

大きく依存していたことを考えると、男性高齢者では歩行速度の増加にともなう関節の力学的仕事の増大はステップ長の増大よりもステップ頻度の増大のために利用されたと考えることができる。したがって、男性高齢者の EI が青年よりも小さかったのは、力学的エネルギーが四肢の加速や減速をより必要とするステップ頻度の増大に使われたためと推察される。

以上のことから、同程度の歩行速度においては男性高齢者は青年よりもエネルギー利用の有効性が低く、身体により負担がかかると考えられる。

4.5 要約

ここでは、男性高齢者の歩行動作のバイオメカニクス的特徴を明らかにするため、男性高齢者と青年を比較した。その結果、以下のことが明らかになった。

(1) 歩行速度、ステップ長、ステップ頻度に関して

- ① 同程度の歩行速度では男性高齢者は青年よりもステップ長が小さく、ステップ頻度が高かった。その結果、歩行比（ステップ長／ステップ頻度）が小さかった。
- ② 歩行速度の増加は青年ではステップ長に、男性高齢者ではステップ頻度により大きく依存していた。したがって、青年では歩行速度の増加にともない歩行比が増大したのに対して、男性高齢者では減少した。

(2) kinematics に関して

- ① 男性高齢者の歩行動作の特徴として、歩行周期を通じて股関節および膝関節がより屈曲位に、足関節がより背屈位にあることがあげられる。
- ② これらは、歩行周期を通じて体幹の前傾が大きいこと、大腿の後傾が

大きく、前傾が小さいこと、下腿の後傾が小さく、前傾が大きいこと、離地時の足部の前傾が小さいことにより生じていた。

- ③男性高齢者は青年と比較して、支持期および遊脚期における最大足底屈が小さいため、支持期および遊脚期における足関節の動作範囲が小さかった。
- ④遊脚期においては、男性高齢者の方が青年よりも下肢関節の関節角速度が大きく、支持期においても離地前の足底屈以外は男性高齢者の方が関節角速度が大きかった。このために男性高齢者のステップ頻度が高かったと考えられる。

(3) kinetics に関して

- ①男性高齢者のパワー発揮の特徴として、支持期後半の足関節の正のパワーが顕著に小さい、接地後、離地前、接地前の膝関節の負のパワーおよび支持期前半の正のパワーが大きい、離地前後および接地前の股関節の正のパワーが大きいことがあげられる。
- ②男性高齢者と青年では総仕事に占める各関節の仕事の割合（貢献度）が異なっていた。男性高齢者では青年よりも正仕事における足関節の貢献度が小さく、股関節の貢献度が大きかった。また、負仕事における足関節の貢献度が小さく、膝関節の貢献度が大きかった。
- ③力学的エネルギー利用の有効性は歩行速度の増加にともない低下したが、同程度の歩行速度では男性高齢者が青年よりも小さかった。

以上のことから、支持期後半における足関節の正のパワーの顕著な低下が男性高齢者の歩行動作の大きな特徴であるといえる。これによりステップ長の短縮が生じており、男性高齢者では足関節のパワーの低下を補うた

めに股関節および膝関節のパワーを増してステップ頻度を増大させていた。その結果、関節の貢献度は足関節が小さく、膝関節と股関節が大きくなったと考えられる。