

筋放電パターンからみた高齢者における歩行動作の特徴

柳川和優*・磨井祥夫**・山口立雄***・渡部和彦****

The Characteristics of Walking Movements by EMG Pattern in the Elderly

Kazumasa YANAGAWA*, Sachio USUI**, Tatsuo YAMAGUCHI ***
and Kazuhiko WATANABE ****

Summary

The purpose of this study was to clarify the characteristics of the walking movements by EMG pattern for the elderly compared with young adults during similar walking speeds. Nine healthy young men (aged 21 to 24 yrs) and nine healthy elderly men (aged 66 to 73 yrs) participated as the subjects in this study. The angle data of the right knee joint and that of the ankle joint, and the surface electrode EMG data of tibialis anterior, gastrocnemius, rectus femoris, vastus medialis, biceps femoris, and gluteus maximus in the right leg were analyzed synchronously with the data of the force plate in the right stance phase and the image data of bare foot movements during free, slow, and fast walking.

The following results were obtained:

1. The angles of the ankle at heel contact were significantly larger for the elderly both during free walking and walking within similar range of speeds. The angle of the ankle at toe off, and the angular displacement of the ankle joint were not considered significant during both walking speeds. On the other hand, the angles of the knee joint were not considered significant during both walking speeds and all phases of ankle movements.
2. The duration of muscular activities in tibialis anterior, rectus femoris, and vastus medialis were significantly longer for the elderly during both walking speeds.
3. The maximal amplitude in tibialis anterior (swing phase), rectus femoris, and biceps femoris were significantly larger for the elderly during both walking speeds in a gait cycle. Furthermore, the iEMG in tibialis anterior, rectus femoris, vastus medialis, and biceps femoris were also significantly larger for the elderly during both walking speeds in a gait cycle.

-
- * 広島経済大学健康スポーツ科学研究室 (〒731-0192 広島県広島市安佐南区祇園5丁目37-1)
Laboratory for Health and Sports Sciences, Hiroshima University of Economics
- ** 広島大学総合科学部 (〒739-8521 広島県東広島市鏡山1丁目7-1)
Faculty of Integrated Arts and Sciences, University of Hiroshima
- *** 岡山大学教育学部 (〒700-8530 岡山県岡山市津島中3丁目-1-1)
Faculty of Education, University of Okayama
- **** 広島大学教育学部 (〒739-8524 広島県東広島市鏡山1丁目1-2)
Faculty of Education, University of Hiroshima

4. The peak amplitude in tibialis anterior for the elderly during the swing phase appeared significantly earlier in both walking speeds.

Overall, the EMG pattern in the muscles of lower extremities for the elderly during walking showed the following characteristics: 1) the duration of muscular activities were longer; 2) the maximal amplitude and iEMG were larger; and, 3) the appearance of a peak in tibialis anterior during the swing phase was seen at an earlier period.

Key words: walking, elderly, EMG

I. 緒言

高齢化が進みつつある我が国において、高齢者が基本的な移動運動である歩行機能を維持することは非常に重要な課題である。高齢者の歩行機能の特徴として、ステップ長の減少、歩調の減少、速度の減少、両脚支持時間の延長などが多くの研究^{21,6,15,27)}により明らかにされている。また、歩行速度は60歳頃から急速に低下し^{10,15)}、その原因が主としてステップ長の減少にある²³⁾ことが報告されている。さらに、若年者と比較した高齢者の歩行時筋活動の特徴として、下肢筋群における持続的で高い筋活動とそれとともに相反的な放電パターンの消失^{32,11,30,8,26)}、遊脚期のかなり早い時期から足・膝関節の固定ならびに立脚期終末から遊脚期にかけて股関節屈曲を示す顕著な放電パターン³²⁾、立脚期中の抗重力筋における過剰な筋放電²⁶⁾、などが報告されている。

一方、Ferrandez et al. (1990)⁷⁾は、ストライド長が短く両脚支持時間が長いという高齢者の歩行特性は若年者における遅歩行においても観察されるので、歩行速度を考慮に入れるならば若年者と同じであると報告している。このことは、若年者と高齢者の歩行機能の差異は、歩行速度の違いのみに起因する可能性があることを示している。したがって、歩行速度に因らない高齢者における歩行機能の特徴を明らかにするためには、自由歩行での比較のみならず同一速度歩行における比較も検討する必要がある。

そこで本研究では、若年者と高齢者の筋放電パターンを自由歩行と同一速度歩行で比較し、高齢者の歩行動作の特徴を明らかにすることを目的とした。

II. 方法

A. 被検者

被検者は、健常な若年者(21~24歳)および高齢者(66~73歳)男子各9名であった。若年者および

高齢者の身体的特徴は、それぞれ年齢: 21.9 ± 0.9 歳 (mean $\pm$ SD, 以下同様), 69.1 ± 2.2 歳, 身長: 174.3 ± 7.1 cm, 161.8 ± 4.8 cm, 下肢長: 86.3 ± 4.1 cm, 81.6 ± 4.2 cm, 体重: 66.0 ± 9.0 kg, 61.5 ± 7.5 kg であった。

B. 実験手順

実験室内に幅0.9m, 長さ11mの木製の歩行路を設置し、その中央に圧力板(キスラー社製: 9281B型)を埋め込んだ。被検者は圧力板を右足で踏むように歩行練習を数回行い、歩行路上での歩行に十分慣れた後に自由歩行、遅歩行、速歩行の順に各5回行った。なお、被検者への速度の指示は、自由歩行は「速くも遅くもない普通の速度で」、遅歩行は「やや遅く」、速歩行は「やや速く」とした。すべての歩行は裸足で行った。

被検者の右脚に装着したゴニオメータデータ[P & G社製: M180型(膝関節), M110型(足関節)], 右脚の表面電極による前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋、大殿筋の筋放電データ(日本光電社製: マルチテレメータシステムWEB-5000, 高域遮断周波数100Hz, 時定数0.03sec), 右脚立脚期の床反力データ、およびビデオ画像との同期信号をサンプリング周波数1kHzで記録した。なお、ビデオ撮影(日本ビクター社製: TK-1070)は、被検者の踵部位(左右の踵骨突起)に反射マーカーを貼り付け、右側方より毎秒60コマ、シャッター速度1/250秒で行った。

これらの測定データから以下の諸変量を算出した。圧力版を踏む前後のストライド長とストライド時間をビデオ画像データにより測定し、これらの値から歩行速度、ステップ長、歩調を算出した。膝関節と足関節の踏み込み角度、蹴り出し角度は、床反力データにより接地、離地の時刻を確認して、ゴニオメータデータにより算出した。膝関節と足関節の

角度変位は、ゴニオメータデータにより算出した。なお、一歩行周期中における関節角度の最大値と最小値の差を角度変位、右踵接地時の角度を踏み込み角度、右爪先離地時の角度を蹴り出し角度とした。

C. データ処理

記録された筋放電データのノイズを除去し、若年者と高齢者を相対値で比較するために以下の波形信号処理を施した。まず、2次のバターワース型デジタルフィルタ (high pass filter, $f_c = 15\text{Hz}$)²⁰⁾ で低周波成分の除去処理を行った。次に全波整流処理を施した後、2次のバターワース型デジタルフィルタ (low pass filter, $f_c = 6\text{Hz}$)¹⁾ で高周波成分の除去処理を行った。さらに、一歩行周期を100%として時系列信号 (時間軸) の正規化を行い、自由歩行、遅歩行、速歩行、各5試行の平均値を算出した (Fig. 1)。以上の信号処理の後、算出された5試行の平均値を各被検者における代表値として以下の解析に用いた。

まず、一歩行周期中における各筋の筋放電最大値

(筋放電の振幅最大値) とその出現時の時間 (立脚期中、または遊脚期中において筋放電最大値が見られた時間の相対値)、ならびに一歩行周期中における各筋の筋電図積分値 (iEMG) を算出した。次に、一歩行周期中における各筋の筋放電最大値を100%として振幅を正規化し、筋放電時間 (一歩行周期中の各期において筋放電が見られた時間の相対値) を算出した。

大殿筋等わずかな筋放電しか認められない筋において整流筋電包絡線の振幅を一歩行周期中の最大値を100%として正規化すると、原波形のS/N比が低いために筋活動のない時間帯であっても包絡線のベースラインが高くなり、非活動期に20%を超えることもしばしばある。したがって、基線揺れなどのノイズを除いた確実な筋放電の結果だけを得るために、筋活動の有効水準 (閾値) を一歩行周期中における各筋の筋放電最大値の30%と規定した。なお、筋活動の有効水準は、各筋における筋放電最大値の10~60%で検討した結果、30%が妥当な値であると判断した。

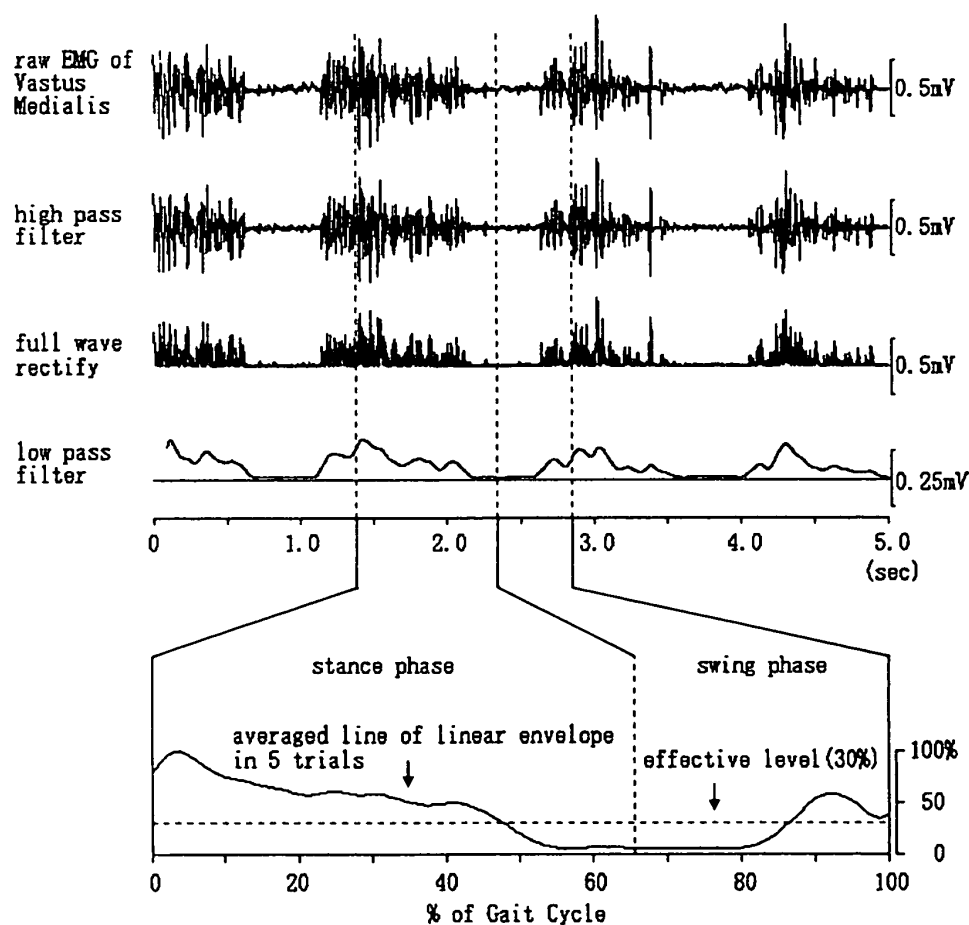


Fig. 1 Processing and effective level in EMG

ゴニオメータデータ、床反力データ、ビデオ画像データについても筋放電データと同様に、自由歩行、遅歩行、速歩行、各5試行の平均値を、各被検者における代表値として解析に用いた。

D. 統計処理

若年者と高齢者における2群間の比較には、対応のないt検定を用いた。

Ⅲ. 結果

A. 歩行速度の比較

若年者および高齢者の遅、自由、速歩行の速度は、それぞれ次のとおりであった。若年者は、 $60.0 \pm 10.1 \text{ m/min}$ (mean $\pm$ SD, 以下同様), $75.6 \pm 7.7 \text{ m/min}$, $89.7 \pm 10.8 \text{ m/min}$, 高齢者は、 $48.1 \pm 8.4 \text{ m/min}$, $62.6 \pm 9.1 \text{ m/min}$, $73.7 \pm 7.4 \text{ m/min}$ であった。高齢者の歩行速度は、遅、自由、速歩行ともに若年者よりも有意に遅かった。

Table 1 は、若年者および高齢者の自由、遅、速歩行、各5試行の平均値を各被検者における代表値とした歩行速度の度数分布を示したものである。若年者と高齢者の諸変量を同一速度の歩行で比較するために、歩行速度の範囲を限定した。範囲を区切った同一速度歩行としては、両群に多くのデータが含まれる歩行速度が55~85m/minの歩行を採用した。

B. 膝関節、足関節角度の比較

Table 2 は、自由歩行中と同一速度歩行中の速度、

ステップ長、ステップ長/下肢長、歩調、膝関節角度、足関節角度を示したものである。自由歩行中の速度は、高齢者の方が有意に遅かった ($p < 0.01$)。同一速度歩行中の速度は、両群間に有意差は認められなかった。したがって、若年者と高齢者の比較に用いた同一速度歩行に差はないことが確認された。

足関節の踏み込み角度は、自由歩行中、同一速度歩行中ともに高齢者の方が有意に大きかった ($p < 0.01$)。足関節の蹴り出し角度、足関節の角度変位は、自由歩行中、同一速度歩行中共に両群間に有意差は認められなかった。一方、膝関節角度に関しては、いずれの歩行のいずれの局面においても両群間に有意差は認められなかった。

C. 筋放電最大値出現時間の比較

Fig. 2 と Fig. 3 は、それぞれ自由歩行中と同一速度歩行中における一歩行周期中の鉛直方向の床反力、膝関節と足関節の角度変化、ならびに前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋、大殿筋の整流筋電包絡線を示したものである。なお、Fig. 2 は、各被検者が行った自由歩行5試行の平均値を代表値として、さらに若年者9データ、高齢者9データにおいて加算平均して算出した平均値と標準偏差を示したものである。また、Fig. 3 は、各被検者が行った同一速度歩行数試行の平均値を、さらに若年者19データ、高齢者19データにおいて加算平均して算出した平均値と標準偏差を示したものである。

Table 1 Frequency table of walking speed

Walking Speed (m/min)	Frequency (Young)	Frequency (Elderly)	Frequency (both groups)
	slow, normal, fast	slow, normal, fast	
35 ~	0 (0, 0, 0)	2 (2, 0, 0)	2
45 ~	2 (2, 0, 0)	6 (5, 1, 0)	8
55 ~	6 (6, 0, 0)	9 (2, 5, 2)	15
65 ~	6 (0, 6, 0)	4 (0, 2, 2)	10
75 ~	7 (1, 2, 4)	6 (0, 1, 5)	13
85 ~	4 (0, 1, 3)	0 (0, 0, 0)	4
95 ~	1 (0, 0, 1)	0	1
105 ~	0 (0, 0, 0)	0	0
115 ~	1 (0, 0, 1)	0	1
total	27	27	54

筋放電パターンからみた高齢者における歩行動作の特徴

Table 3 は、自由歩行中および同一速度歩行中の立脚期中、または遊脚期中において筋放電最大値が見られた相対的時間と筋放電最大値を示したものである。前脛骨筋においては、一歩行周期中に顕著なピークが2つあるのでそれぞれを示した。歩行速度により一歩行周期中における立脚期と遊脚期の時間的割合は異なる (Fig. 2) ので、ピーク出現時の時間は立脚期、遊脚期のそれぞれを100%とした時の

相対的時間で比較した。

自由歩行中の遊脚期における前脛骨筋のピークは高齢者の方が有意に早い時期に出現した ($p < 0.05$) が、腓腹筋、大腿直筋のピークは高齢者の方が有意に遅い時期に出現した ($p < 0.05$)。また、自由歩行中の前脛骨筋 (遊脚期)、大腿直筋、大腿二頭筋の筋放電最大値は、高齢者の方が有意に大きかった。同一速度歩行中の遊脚期における前脛骨筋の

Table 2 Speed and joint angle during walking

Variables	Free walking			Walking speeds of 55-85m/min		
	Young (n=9)	Elderly (n=9)	Significance	Young (n=19)	Elderly (n=19)	Significance
Walking Speed (m/min)	75.6 (± 7.7)	62.6 (± 9.1)	$p < 0.01$	71.3 (± 9.4)	68.6 (± 8.4)	NS
Step Length (m)	0.68 (± 0.05)	0.60 (± 0.04)	$p < 0.01$	0.66 (± 0.05)	0.62 (± 0.05)	$p < 0.05$
Step Length/Lower Limb Length	0.79 (± 0.05)	0.73 (± 0.07)	NS	0.77 (± 0.07)	0.77 (± 0.08)	NS
Cadence (steps/min)	111.0 (± 6.1)	104.5 (± 10.8)	NS	107.5 (± 8.7)	110.0 (± 8.7)	NS
Knee Joint						
Angle at Heel Contact (deg)	175.7 (± 2.2)	175.8 (± 2.1)	NS	175.6 (± 2.2)	174.9 (± 2.8)	NS
Angle at Toe Off (deg)	140.2 (± 6.0)	138.2 (± 2.8)	NS	140.3 (± 5.7)	137.6 (± 3.0)	NS
Angular Displacement (deg)	59.4 (± 6.8)	54.8 (± 4.2)	NS	58.6 (± 6.7)	55.3 (± 4.6)	NS
Ankle Joint						
Angle at Heel Contact (deg)	94.9 (± 1.2)	99.9 (± 4.4)	$p < 0.01$	95.3 (± 1.5)	98.7 (± 3.7)	$p < 0.01$
Angle at Toe Off (deg)	109.6 (± 5.5)	110.9 (± 3.7)	NS	109.6 (± 4.0)	111.5 (± 4.0)	NS
Angular Displacement (deg)	26.2 (± 6.4)	27.3 (± 4.0)	NS	26.3 (± 5.0)	27.9 (± 5.0)	NS

mean ($\pm$ SD)

Table 3 The maximal amplitude and appearance time in EMG during walking

Muscle		Free walking			Walking speeds of 55-85 m/min		
		Young (n=9)	Elderly (n=9)	Significance	Young (n=19)	Elderly (n=19)	Significance
Tibialis Anterior (stance phase)	appearance time (%stance)	3.4 (± 2.2)	8.5 (± 8.4)	NS	4.1 (± 2.2)	5.9 (± 6.3)	NS
	maximal amplitude in EMG (mV)	0.11 (± 0.04)	0.11 (± 0.04)	NS	0.10 (± 0.03)	0.11 (± 0.05)	NS
Tibialis Anterior (swing phase)	appearance time (%swing)	26.5 (± 10.8)	16.1 (± 8.5)	$p < 0.05$	27.6 (± 9.4)	16.5 (± 8.5)	$p < 0.01$
	maximal amplitude in EMG (mV)	0.07 (± 0.02)	0.11 (± 0.03)	$p < 0.05$	0.07 (± 0.02)	0.11 (± 0.04)	$p < 0.01$
Gastrocnemius	appearance time (%stance)	67.7 (± 2.2)	70.4 (± 2.6)	$p < 0.05$	67.7 (± 1.7)	69.0 (± 3.0)	NS
	maximal amplitude in EMG (mV)	0.12 (± 0.06)	0.15 (± 0.11)	NS	0.11 (± 0.06)	0.17 (± 0.11)	$p < 0.05$
Rectus Femoris	appearance time (%stance)	9.0 (± 3.1)	17.6 (± 10.3)	$p < 0.05$	9.2 (± 3.7)	15.1 (± 8.9)	$p < 0.05$
	maximal amplitude in EMG (mV)	0.02 (± 0.01)	0.04 (± 0.02)	$p < 0.01$	0.02 (± 0.01)	0.04 (± 0.02)	$p < 0.01$
Vastus Medialis	appearance time (%stance)	8.1 (± 3.3)	8.0 (± 3.5)	NS	8.5 (± 4.1)	7.8 (± 3.7)	NS
	maximal amplitude in EMG (mV)	0.09 (± 0.05)	0.15 (± 0.07)	NS	0.08 (± 0.04)	0.15 (± 0.07)	$p < 0.01$
Biceps Femoris	appearance time (%stance)	0.4 (± 0.7)	0.4 (± 1.1)	NS	0.7 (± 1.3)	0.3 (± 1.0)	NS
	maximal amplitude in EMG (mV)	0.05 (± 0.03)	0.09 (± 0.04)	$p < 0.05$	0.05 (± 0.02)	0.09 (± 0.03)	$p < 0.01$
Gluteus Maximus	appearance time (%stance)	5.2 (± 3.1)	6.4 (± 3.0)	NS	5.2 (± 3.1)	6.0 (± 3.4)	NS
	maximal amplitude in EMG (mV)	0.05 (± 0.02)	0.04 (± 0.01)	NS	0.05 (± 0.03)	0.05 (± 0.01)	NS

%stance : % time in overall stance phase, %swing : % time in overall swing phase

mean ($\pm$ SD)

Free Walking

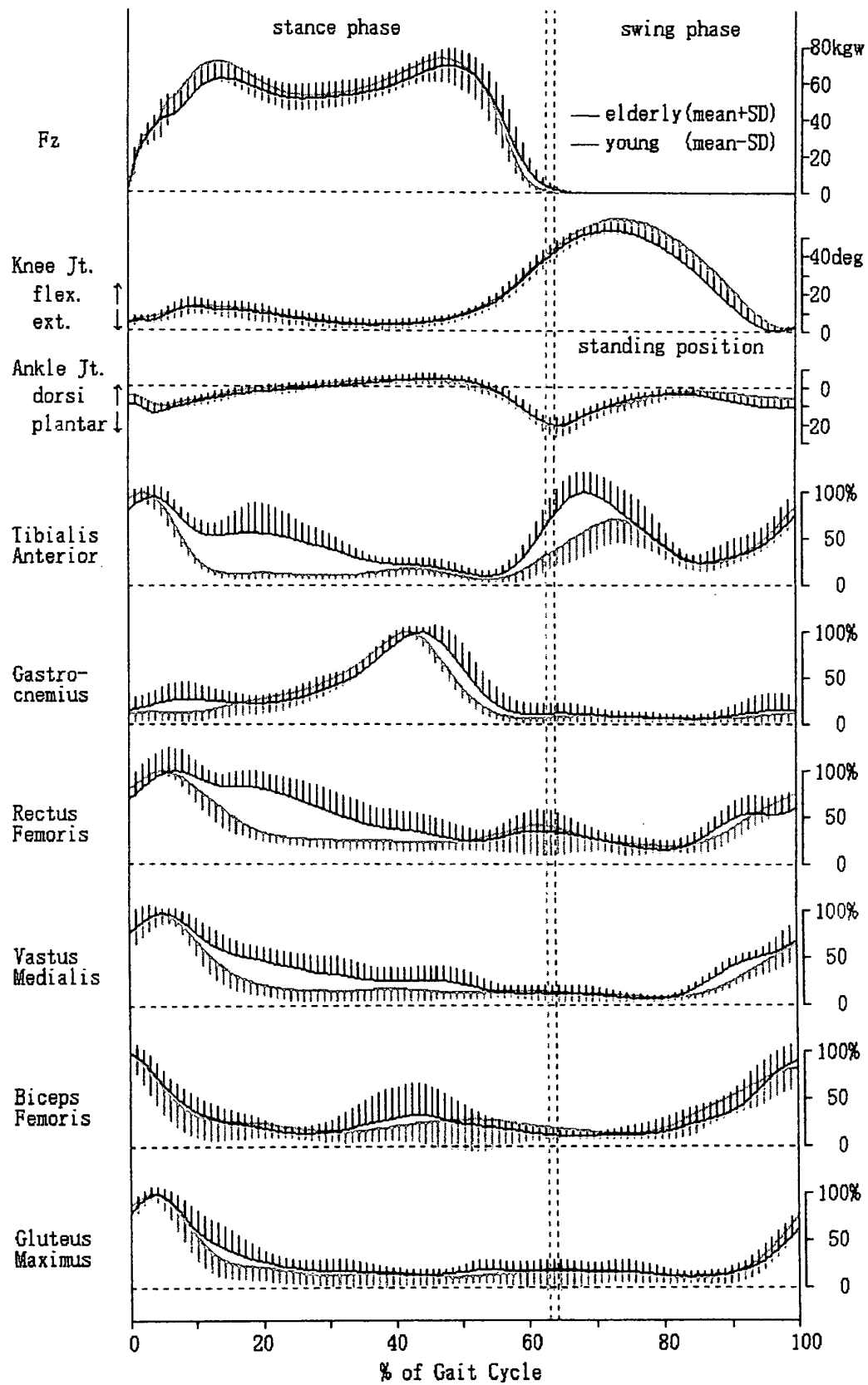


Fig. 2 Vertical force (Fz), knee and ankle joint angle, and linear envelope of EMG during free walking

Walking Speeds of 55-85 m/min

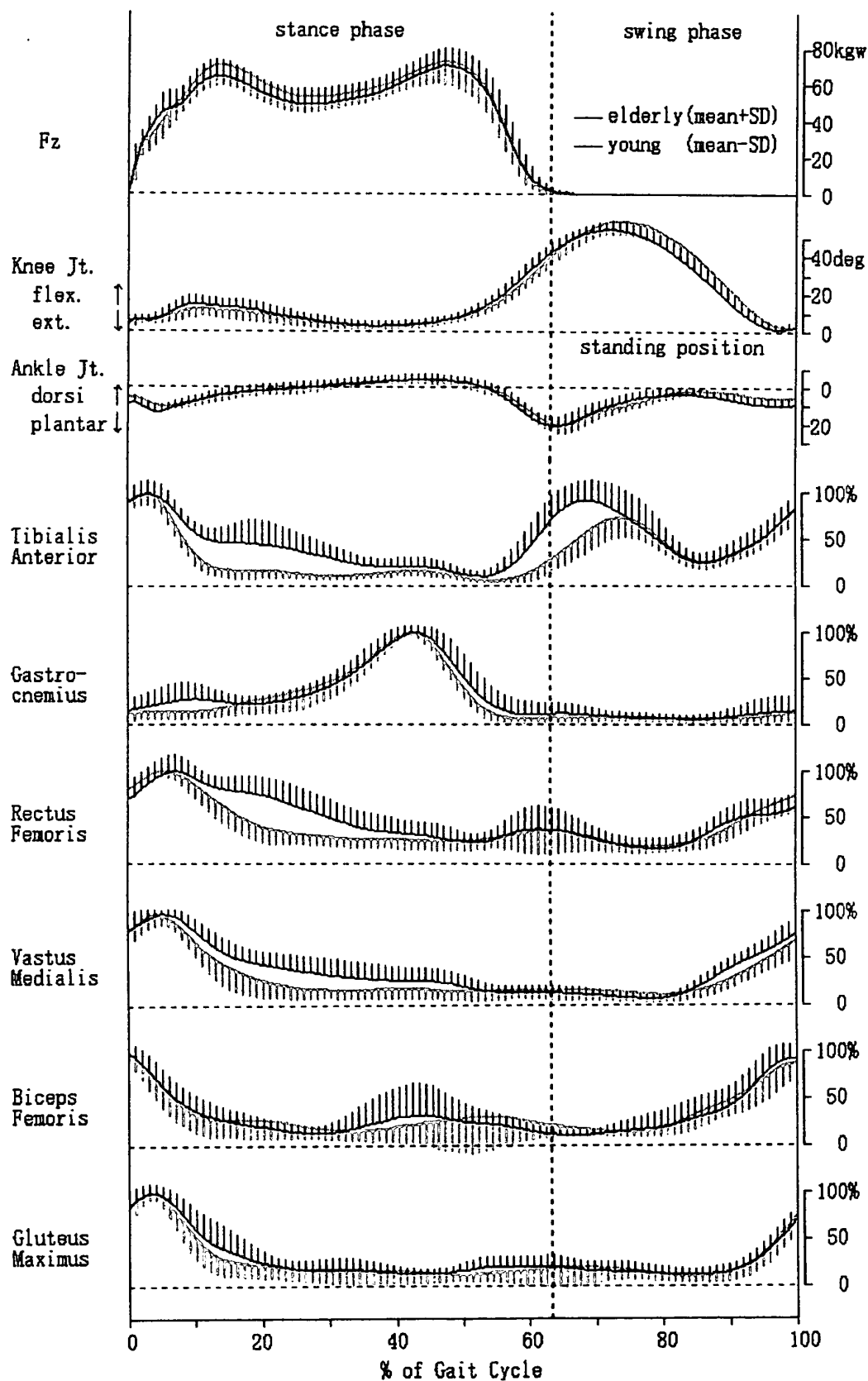


Fig. 3 Vertical force (Fz), knee and ankle joint angle, and linear envelope of EMG during walking speeds of 55-85 m/min

ピークは高齢者の方が有意に早い時期に出現した ($p < 0.01$) が、大腿直筋のピークは高齢者の方が有意に遅い時期に出現した ($p < 0.05$)。また、同一速度歩行中の前脛骨筋 (遊脚期)、腓腹筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋の筋放電最大値は、高齢者の方が有意に大きかった。

若年者と高齢者の比較において自由歩行で差があり、かつ同一速度歩行においても有意差が認められた変量は、遊脚期の前脛骨筋と立脚期の大腿直筋におけるピーク出現時の相対的時間、および前脛骨筋 (遊脚期)、大腿直筋、大腿二頭筋の筋放電最大値であった。

D. 筋放電時間の比較

Table 4 は、自由歩行中および同一速度歩行中の一歩行周期中において筋放電が認められた時間的割合 (筋放電時間相対値) を示したものである。自由歩行中の前脛骨筋 (立脚期、歩行周期)、大腿直筋 (立脚期)、内側広筋 (立脚期、遊脚期、歩行周期) において、高齢者の方が有意に長時間の筋放電が認められた。同一速度歩行中の前脛骨筋 (立脚期、歩行周期)、大腿直筋 (立脚期)、内側広筋 (立脚期、

歩行周期) において、高齢者の方が有意に長時間の筋放電が認められた。

前脛骨筋 (立脚期、歩行周期)、大腿直筋 (立脚期)、内側広筋 (立脚期、歩行周期) の筋放電時間相対値は、自由歩行、同一速度歩行ともに高齢者の方が有意に長かった。

E. iEMG の比較

Table 5 は、自由歩行中および同一速度歩行中における一歩行周期中の iEMG を示したものである。自由歩行中の一歩行周期中における前脛骨筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋の iEMG は高齢者の方が有意に大きかった。同一速度歩行中の一歩行周期中における前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋の iEMG は高齢者の方が有意に大きかった。

前脛骨筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋の一歩行周期中における iEMG は、自由歩行、同一速度歩行ともに高齢者の方が有意に大きかった。

IV. 考察

これまでに報告された高齢者の歩行機能に関する

Table 4 The relative duration of muscular activities during walking

Muscle	phase	Free walking		Significance	Walking speeds of 55-85 m/min		Significance
		Young (n=9) (%)	Elderly (n=9) (%)		Young (n=19) (%)	Elderly (n=19) (%)	
Tibialis Anterior	stance phase	16.9 (± 2.3)	44.8 (± 16.4)	$p < 0.01$	18.6 (± 5.1)	42.0 (± 14.5)	$p < 0.01$
	swing phase	64.1 (± 16.3)	62.2 (± 19.2)	NS	68.9 (± 14.0)	69.6 (± 16.0)	NS
	gait cycle	35.0 (± 6.7)	51.2 (± 12.6)	$p < 0.01$	37.7 (± 6.9)	52.4 (± 9.7)	$p < 0.01$
Gastrocnemius	stance phase	48.3 (± 16.5)	47.7 (± 16.3)	NS	44.9 (± 14.7)	47.6 (± 17.8)	NS
	swing phase	1.4 (± 4.3)	3.3 (± 8.9)	NS	0.7 (± 2.9)	3.2 (± 7.9)	NS
	gait cycle	30.3 (± 11.3)	31.3 (± 12.6)	NS	28.1 (± 9.8)	30.9 (± 13.4)	NS
Rectus Femoris	stance phase	45.0 (± 13.1)	64.5 (± 18.0)	$p < 0.05$	49.5 (± 21.8)	64.6 (± 15.8)	$p < 0.05$
	swing phase	40.9 (± 17.5)	39.8 (± 21.6)	NS	40.7 (± 19.6)	41.5 (± 21.3)	NS
	gait cycle	43.4 (± 12.6)	55.2 (± 13.8)	NS	46.2 (± 19.1)	55.6 (± 13.5)	NS
Vastus Medialis	stance phase	33.1 (± 15.9)	55.3 (± 19.0)	$p < 0.05$	34.4 (± 20.1)	50.3 (± 17.8)	$p < 0.05$
	swing phase	20.7 (± 8.8)	32.4 (± 3.8)	$p < 0.01$	27.0 (± 19.7)	30.4 (± 4.9)	NS
	gait cycle	28.3 (± 11.5)	46.8 (± 12.7)	$p < 0.01$	31.6 (± 18.8)	42.7 (± 12.1)	$p < 0.05$
Biceps Femoris	stance phase	29.0 (± 23.6)	28.1 (± 14.5)	NS	31.6 (± 21.6)	29.2 (± 18.2)	NS
	swing phase	36.0 (± 10.8)	33.7 (± 16.8)	NS	34.6 (± 9.4)	37.5 (± 16.8)	NS
	gait cycle	31.7 (± 15.7)	30.0 (± 11.8)	NS	32.8 (± 14.2)	32.2 (± 13.5)	NS
Gluteus Maximus	stance phase	28.2 (± 16.6)	31.9 (± 16.2)	NS	28.0 (± 16.6)	30.9 (± 15.9)	NS
	swing phase	18.3 (± 11.7)	18.1 (± 16.7)	NS	18.0 (± 10.5)	20.4 (± 13.2)	NS
	gait cycle	24.4 (± 10.4)	26.8 (± 13.6)	NS	24.3 (± 10.6)	26.9 (± 12.4)	NS
mean ($\pm$ SD)							

筋放電パターンからみた高齢者における歩行動作の特徴

研究は数多く、若年者との比較からさまざまな特徴が報告されており、速度の異なる歩行に関して比較検討した研究^{21,6,15,27)}が多い。しかしながら、Fernandez et al. (1990)⁷⁾ は歩行速度が同じならば、高齢者の歩行機能は若年者と変わらないと報告している。つまり、若年者と高齢者の歩行機能の差異は、歩行速度の違いのみに起因する可能性があることを示唆している。そこで本研究では、若年者と高齢者の比較において自由歩行で差が認められ、かつ同一速度歩行においても差が認められる変量が高齢者の本質的な特徴を示すと考えて分析を行った。

A. 高齢者における足、膝関節角度の特徴

すべての歩行速度において、足関節の踏み込み角度が有意に大きいという高齢者の特徴が認められた (Table 2)。その他の関節角度については、いずれの歩行においても両群間に有意差は認められなかった。高齢者は足関節の踏み込み角度が大きいことから、若年者と比較すると着地時における床面から爪先までの距離が短く、爪先があまり上がっていないことが推察される。これが、本研究から得られた高齢者における歩行動作の特徴である。

この高齢者の着地時における動作の特徴に関して Winter et al. (1990)²⁹⁾ は、高齢者の歩行は踵着地時に地面に対する足部の角度が小さいので、踵着地後の足背屈筋群によるエネルギー吸収の必要性が減少すると考え、高齢者の歩行における足の着地様相を“more flat-footed landing”と表現した。さらに岡田など (1997)²⁰⁾ は、高齢者は踵着地からつま先着地後しばらくまでの間に背屈トルクがほとんど発揮されないことを報告した。高齢者は下肢筋力が低下^{19,9,12)} しているため無意識のうちに衝撃の少ない歩行を選択していると考えられ、本研究において得られた足関節に関する結果はその一つの特徴ではないかと推察される。

B. 高齢者における EMG の特徴

高齢者の立脚期における前脛骨筋、大腿直筋、内側広筋の筋放電時間は、いずれの歩行においても有意に長かった (Fig. 2, 3, Table 4)。筋放電の振幅最大値と iEMG については、高齢者の一歩行周期中における前脛骨筋 (遊脚期)、大腿直筋、大腿二頭筋の筋放電最大値、および前脛骨筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋の iEMG は、いずれの歩行にお

Table 5 The iEMG during walking

Muscle	phase	Free walking			Walking speeds of 55-85 m/min		
		Young (n=9) ($\mu V \cdot s$)	Elderly (n=9) ($\mu V \cdot s$)	Significance	Young (n=19) ($\mu V \cdot s$)	Elderly (n=19) ($\mu V \cdot s$)	Significance
Tibialis Anterior	stance phase	16.8 (± 5.5)	33.7 (± 14.5)	p<0.01	16.0 (± 4.6)	30.2 (± 14.1)	p<0.01
	swing phase	19.4 (± 5.6)	25.7 (± 11.1)	NS	18.7 (± 4.9)	26.1 (± 11.1)	p<0.05
	gait cycle	36.2 (± 9.9)	59.4 (± 24.6)	p<0.05	34.7 (± 8.4)	56.3 (± 23.5)	p<0.01
Gastrocnemius	stance phase	28.8 (± 14.5)	37.6 (± 20.0)	NS	28.6 (± 17.4)	41.1 (± 22.1)	NS
	swing phase	2.9 (± 0.8)	3.9 (± 1.7)	NS	2.9 (± 1.1)	4.0 (± 1.7)	p<0.05
	gait cycle	31.7 (± 15.0)	41.5 (± 19.8)	NS	31.4 (± 18.1)	45.2 (± 21.9)	p<0.05
Rectus Femoris	stance phase	5.5 (± 0.7)	16.0 (± 5.8)	p<0.01	5.8 (± 1.1)	14.9 (± 6.0)	p<0.01
	swing phase	2.8 (± 0.7)	5.2 (± 1.5)	p<0.01	2.8 (± 0.9)	5.3 (± 1.7)	p<0.01
	gait cycle	8.3 (± 1.2)	21.3 (± 7.0)	p<0.01	8.6 (± 1.8)	20.2 (± 7.3)	p<0.01
Vastus Medialis	stance phase	18.6 (± 8.1)	43.0 (± 18.0)	p<0.01	16.5 (± 6.2)	40.6 (± 16.2)	p<0.01
	swing phase	7.1 (± 1.7)	14.6 (± 5.3)	p<0.01	7.0 (± 2.2)	15.0 (± 5.6)	p<0.01
	gait cycle	25.7 (± 9.7)	57.6 (± 22.6)	p<0.01	23.5 (± 8.1)	55.6 (± 21.3)	p<0.01
Biceps Femoris	stance phase	9.1 (± 4.5)	19.4 (± 7.7)	p<0.01	10.3 (± 5.7)	17.2 (± 6.3)	p<0.01
	swing phase	7.3 (± 4.7)	11.1 (± 4.2)	NS	7.2 (± 3.0)	11.7 (± 4.1)	p<0.01
	gait cycle	16.4 (± 7.2)	30.6 (± 9.1)	p<0.01	17.6 (± 6.9)	28.9 (± 7.3)	p<0.01
Gluteus Maximus	stance phase	9.0 (± 2.3)	10.1 (± 3.7)	NS	9.1 (± 2.9)	10.0 (± 3.8)	NS
	swing phase	4.2 (± 1.8)	3.8 (± 2.1)	NS	4.2 (± 1.9)	4.1 (± 2.0)	NS
	gait cycle	13.2 (± 3.1)	13.9 (± 5.5)	NS	13.3 (± 3.9)	14.1 (± 5.5)	NS
mean ($\pm$ SD)							

いても高齢者の方が有意に大きかった (Table 3, 5). さらに, いずれの歩行においても遊脚期における前脛骨筋のピークは高齢者の方が有意に早い時期に出現し, 大腿直筋のピークは高齢者の方が有意に遅い時期に出現した (Fig. 2, 3, Table 3).

一般にEMGの絶対値は, 同じ電極を使用しても電極を貼付する位置, 電極間距離, 電極を貼付する位置の皮下脂肪厚などによって異なる. したがって, 異なる被検者, あるいは同一被検者であっても異なる日の試行で得られたEMGの振幅最大値や積分値を単純に比較することはできない. しかしながら, 伊東など (1982)¹¹⁾ は自由歩行中における下肢筋群の筋活動を測定し, 若年者では最大随意収縮 (maximal voluntary contraction: MVC) の約10%, 高齢者ではMVCの約20%以上の筋活動が歩行に要することを報告している. このことを考慮すると, 本研究において得られた筋放電最大値を% MVCのピーク値で, iEMGを% MVC表示での積分値で示した場合にも同様の結果が得られたものと考えられる.

以上ことから, 高齢者における歩行中の筋放電パターンの特徴として, ①筋放電時間が長く, 特に立脚期における前脛骨筋, 大腿直筋, 内側広筋において顕著であること, ②筋放電の振幅最大値とiEMGが大きく, 特に前脛骨筋, 大腿直筋, 内側広筋, 大腿二頭筋において顕著であること, ③遊脚期における前脛骨筋のピークが早いこと, 大腿直筋のピークが遅いことが示された.

これまでに, 高齢者の歩行中における下肢筋群活動の特徴として, 活発な筋活動がみられその放電時間も長いことが報告^{32, 11, 30, 8, 26)} されている. 本研究の結果は, これらの報告を支持するものであった.

一方, 岡本など (1993)²⁶⁾ は, 高齢者は一般成人と比べ立脚期中において抗重力筋に過剰な筋放電が見られ, 推進力の得られる踵押し上げ時に大腿二頭筋の放電が認められることを示した. また, 乳幼児歩行と同様に, 立脚期中において体前傾姿勢がとられたときに働く内側広筋・大腿二頭筋・大殿筋に強い持続性放電が見られ, 乳幼児歩行と高齢者歩行の放電様相がきわめて類似していることを報告した. しかしながら, 本研究の高齢者では立脚期中の大腿二頭筋と大殿筋の筋放電時間に若年者との差は認められなかった. このことから, 本研究の高齢者は歩行中に体前傾姿勢をとらずに歩いていると推察される.

C. 高齢者における特徴的なEMGを生み出す要因

本研究において得られた高齢者における歩行中の筋放電パターンの特徴は, 次の二つにまとめられる. 一つの特徴は筋活動の増大と筋活動の持続であり, 二つ目の特徴は遊脚期における前脛骨筋のピーク早期出現と大腿直筋のピーク遅延であった. ここでは, これらの高齢者における特徴的なEMGを生み出す要因について考察する.

まず, 高齢者の筋活動増大と筋活動持続の要因は以下のように考えられる. Cavagna et al. (1963, 1966)^{2, 3)} は, 歩行運動は振子運動に類似した効率の良い運動であり, 筋活動のエネルギーが大幅に節約されることを指摘した. 本研究で得られた, 高齢者における筋活動増大と筋活動持続の要因の一つにこの位置エネルギーと運動エネルギー間の変換効率の低下が考えられる. この変換効率を振子効率として提示した金子 (1997)¹⁶⁾ は, 至適速度 (約70m/min) 近くでは高齢者と若年者の振子効率は同程度であるが, 歩行速度が至適速度から遠ざかるにつれて高齢者の効率が急激に低下することを示唆した. さらに, Cavagna et al. (1983)⁴⁾ は, 自由歩行は振子効率が最大となる至適速度 (optimal speed) と一致することを報告している. 本研究における若年者の自由歩行速度は75.6m/min, 高齢者の自由歩行速度は62.6m/minであり, 同一速度歩行の範囲は55~85m/minであった. 前述の報告からすると, 本研究の自由歩行は若年者および高齢者ともに振子効率が最大の歩行であり, 同一速度歩行においても振子効率がほぼ同程度の歩行であったと考えられる. 山本など (1995)³¹⁾ は, 高齢女性と若年女性における自由歩行中の振子効率を比較した結果, 両群間に有意差は認められず高齢群では著しい個人差が見られることを報告した. また, 金子など (1997)¹⁷⁾ は, 高齢男性と若年男性における自由歩行中の振子効率には両群間に有意差が認められず, 高齢者の遅い歩行は振子モデルからみた効率よりむしろ, 筋活動由来のパワーの低下に起因することを示唆した. これらのことにより, 本研究で得られた高齢者における筋活動の増大と筋活動の持続については, 振子効率では説明できないことが示された.

そこで次に, 歩行動作中において発揮される下肢関節パワーについて検討した. 下肢関節モーメントを分析した先行研究では, 高齢者の蹴り出し期における膝伸展と足底屈パワーは若年者より小さく^{29, 28)},

若年者と同等の速度で歩いた場合でも、立脚期前半の制動力としての膝伸展パワーと蹴り出し期における足底屈パワーは小さいことが報告²⁰⁾されている。しかしながら、本研究の高齢者は若年者と比較して筋放電時間が長く、筋放電の振幅最大値と iEMG が大きかった。高齢者において、筋活動が大きいにもかかわらず関節パワーが小さいのは、蹴り出し期前後の前脛骨筋と腓腹筋における co-contraction などに因るものではないかと推察される。また、制動期の膝伸展パワー不足および蹴り出し期の足底屈パワー不足を補償するために、関連する筋の活動増大と持続的筋活動が引き起こされている可能性もある。以上のように、高齢者における筋活動の増大と持続を関節パワーで説明することは難しいが、co-contraction が筋活動増大および筋活動持続をもたらす可能性も否定できない。以下、さらに別の要因について考察を試みた。

歩行時における足部の機能は、着地時の衝撃吸収と立脚後期に身体を前方に送り出す蹴り出しであり、普通の歩行速度では下腿三頭筋による足部の蹴り出し作用によって歩く⁹⁾と考えられている。また、高齢者における歩行機能低下の主な要因は、大腰筋の筋量の減少^{19,20)}、膝伸展筋力の低下^{19,9,12)}、足底屈・足背屈筋力の低下⁹⁾、バランス機能の低下¹³⁾、および関節可動域の低下^{18,14)}などが複合的に合わさったものであると考えられる。したがって、これらの要因から踵着地時や立脚後期の蹴り出し時にいて膝関節や足関節の支持力が不足し、それを補うために筋活動の増大と筋活動の持続が引き起こされるのではないかと考えられる。すなわち、高齢者は筋力やバランス機能等が低下しており、歩行時には上手にバランスを取らなければ転倒してしまう。転倒を防ぐためには適度の関節固定が必要であり、そのために個々の筋活動が増大すると共に、拮抗筋の co-contraction が引き起こされるものと推察される。

次に、高齢者の遊脚期における前脛骨筋のピーク早期出現と大腿直筋のピーク遅延の要因については以下のように考えられる。歩行中のバランスを崩す要因の一つに立脚期後半に起こる反対脚の着地衝撃がある。高齢者はこの時に前脛骨筋の活動を開始しており、このことが引き続く遊脚期のピーク早期化につながっているものと考えられる。さらに James and Parker (1989)¹⁴⁾ は、下肢10個所の関節可動域を調べた結果、足関節における背屈・底屈の

可動域の加齢にともなう低下が最も著しいことを示した。また、男子の歩隔は50歳代から若年者に比べて有意に広くなり²⁰⁾、高齢者は歩隔を大きくしているために着地時の足部の rolling 動作がみられにくくなる²⁰⁾ことが知られている。したがって、高齢者の遊脚期における前脛骨筋のピーク出現時の相対的時間が若年者よりも早く筋活動が大きい原因は、これらの足関節可動域が小さく歩隔が大きいことに加え、反対脚の着地衝撃に対する身体のバランス保持のために早期に足関節の固定が必要になるためではないかと推察される。一方、高齢者における大腿直筋のピークが若年者よりも遅いことに関しては、本質的な意味はないものと考えられる。なぜならば、高齢者における大腿直筋の筋放電ピーク付近はなだらかな山状となっており、急峻なピークとはいえず出現時期のばらつきも大きい (Fig.2,3) からである。したがって、高齢者における大腿直筋の筋放電ピークは個人差が大きく若年者との比較で一定の傾向を示すとは言いきれず、さらに被検者数を増やして検討すれば若年者との差はなくなる可能性も否定できない。

V. 結論

本研究では、若年者と高齢者の筋放電パターンを自由歩行と同一速度歩行で比較し、高齢者の歩行動作の特徴を明らかにすることを目的とした。健常な若年者および高齢者男子各9名を対象とし、右脚膝関節と足関節の角度データ、右脚立脚期の床反力データ、右脚の表面電極による前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、内側広筋、大腿二頭筋、大殿筋の筋放電データ、および、側方から撮影した映像データを同期させ、裸足による自由、遅、速歩行の動作を分析した。その結果、以下のことが明らかとなった。

1) 足関節の踏み込み角度は、自由歩行中、同一速度歩行中ともに高齢者の方が有意に大きかった。足関節の蹴り出し角度、足関節の角度変位は、いずれの歩行においても両群間に有意差は認められなかった。一方、膝関節角度に関しては、いずれの歩行のいずれの局面においても両群間に有意差は認められなかった。

2) 高齢者の立脚期における前脛骨筋、大腿直筋、内側広筋の筋放電時間は、いずれの歩行においても有意に長かった。

3) 高齢者の一歩行周期中における前脛骨筋（遊

脚期), 大腿直筋, 大腿二頭筋の筋放電最大値, および前脛骨筋, 大腿直筋, 内側広筋, 大腿二頭筋のiEMGは, いずれの歩行においても高齢者の方が有意に大きかった。

4) 高齢者の遊脚期における前脛骨筋のピークは, いずれの歩行においても有意に早い時期に出現した。

これらのことをまとめると, 高齢者の歩行中における下肢筋群放電パターンの特徴として次のことが示された。①筋放電時間が長いこと, ②筋放電の振幅最大値とiEMGが大きいこと, ③遊脚期における前脛骨筋のピークが早いことである。

引用文献

- 1) Arsenault A B, Winter D A and Marteniuk R G (1986) Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait. *Med Biol Eng Comput* 24 (4): 337-343
- 2) Cavagna G A, Saibene F P and Margaria R (1963) External work in walking. *J Appl Physiol* 18: 1-9
- 3) Cavagna G A and Margaria R (1966) Mechanics of walking. *J Appl Physiol* 21: 271-278
- 4) Cavagna G A, Franzetti P and Fuchimoto T (1983) The mechanics of walking in children. *J Physiol* 343: 323-339
- 5) 江原義弘 (1996) 身体運動における足部の役割. *Jpn J Sports Sci* 15 (3): 149-153
- 6) Ferrandez A M, Pailhous J and Serratrice G (1988) Locomotion in the elderly. In *Posture and Gait, Development, adaptation and modulation*, eds. Ambler et al., 115-124
- 7) Ferrandez A M, Pailhous J and Durup M (1990) Slowness in elderly gait. *Exp Aging Res* 16: 79-89
- 8) Finley F R, Cody K A and Finizie R V (1969) Locomotion patterns in elderly women. *Arch Phys Med* 50: 140-146
- 9) 淵本隆文, 加藤浩人, 金子公宥 (1999) 高齢者の歩行能力に関する体力的・動作学的研究 (第2報) - 膝伸展, 足底屈, 足背屈の筋力と歩行能力の関係 -. *体育科学* 28: 108-115
- 10) Himann J E, Cunningham D A, Rechnitzer P A and Paterson D H (1988) Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc* 20: 161-166
- 11) 伊東 元, 田中 繁, 岩崎富子, 山田道廣, 岩倉博光 (1982) 筋活動から見た膝関節機能評価 - 第2部若年者と比較した老年者の特徴 -. *リハビリテーション医学* 19: 159-164
- 12) 伊東 元, 橋詰 謙, 齊藤 宏, 中村隆一 (1985) 大腿四頭筋機能と歩行能力の関係. *リハビリテーション医学* 22: 164-165
- 13) 伊東 元, 長崎 浩, 丸山仁司, 橋詰 謙, 中村隆一 (1990) 健常老年者における最大歩行速度低下の決定因 - 重心動揺と歩行率の関連 -. *理学療法* 17 (2): 123-125
- 14) James B and Parker A W (1989) Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women. *Am J Phys Med Rehab* 68 (4): 162-167
- 15) Kaneko M, Morimoto Y, Kimura M, Fuchimoto K and Fuchimoto T (1991) A kinematic analysis of walking and physical fitness testing in elderly woman. *Can J Sports Sci* 16 (3): 223-228
- 16) 金子公宥 (1997) 歩・走運動のエネルギーティクス: 出・入力エネルギーと効率の問題点. *体育学研究* 42 (4): 298-305
- 17) 金子公宥, 淵本隆文, 森本剛史, 山本明美 (1997) 高齢男性の自由歩行における「振子効率」. *体育科学* 25: 129-135
- 18) 形本静夫, 青木純一郎, 石原啓次, 畑中恵子 (2000) 柔軟性が高齢者における歩行の経済性に及ぼす影響. *体育科学* 29: 83-90
- 19) 金 俊東, 久野譜也, 相馬りか, 増田和実, 足立和隆, 西嶋尚彦, 石津正雄, 岡田守彦 (2000) 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. *体力科学* 49 (5): 589-596
- 20) 金 俊東, 大島利夫, 馬場紫乃, 安田俊広, 足立和隆, 勝田 茂, 岡田守彦, 久野譜也 (2001) 長期間トレーニングを継続している高齢アスリートの筋量と歩行能力の特徴. *体力科学* 50 (1): 149-158
- 21) Murray M P, Kory R C and Clarkson B H (1969) Walking patterns in healthy old men. *J Gerontol* 24: 169-178
- 22) Murray M P, Mollinger L A, Gardner G M and Sepic S B (1984) Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *J Orthop Res* 2 (3): 272-280
- 23) Nagasaki H, Itoh H, Hashizume K and Furuna T (1996) Walking patterns and finger rhythm of older adults. *Perceptual and Motor Skills* 82: 435-447
- 24) 岡田英孝, 今村美由紀, 阿江通良, 藤井範久 (1997) 加齢および歩行速度が歩行中の関節の力学的仕事に及ぼす影響. *身体運動のバイオメカニクス*, 第13回日本バイオメカニクス学会大会論

筋放電パターンからみた高齢者における歩行動作の特徴

- 文：120-126
- 25) 岡田英孝 (2000) 高齢者の歩行とランニング. 体育の科学 50 (1) : 6-12
 - 26) 岡本 勉, 岡本香代子, 岡本恵美, 山下英明, 堤博美, 後藤幸弘 (1993) 筋の働きからみた運動としての歩行ー乳幼児から高齢者までの歩行とニューエクスサイズウォーキングー. 臨床スポーツ医学 10 (7) : 849-857
 - 27) 高見政利, 福井罔彦 (1987) 床反力計による健常者歩行の研究ー特に年齢および性別の違いについてー. リハビリテーション医学 24 : 93-101
 - 28) 植松光俊, 金子公宥 (1997) 高齢女性の自由歩行における下肢関節モーメント. 理学療法学 24 (7) : 369-376
 - 29) Winter D A, Patla A E, Frank J S and Walt S E (1990) Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. Phys Ther 70: 340-347
 - 30) 山田道広, 伊東 元, 岩崎富子, 徳田哲男, 田中繁, 尾賀 幹 (1980) 老人の歩行ー筋活動と関節角度による分析ー. 臨床理学療法 7 (2) : 72-74
 - 31) 山本明美, 森本剛史, 淵本隆文, 金子公宥 (1995) 加齢に伴う歩行能力の退行ー高齢女性の歩行動作と振子的エネルギー効率についてー. Jpn J Sports Sci 14 (4) : 445-450
 - 32) 吉澤正尹, 中田久美子, 熊本水頼, 岡本 勉 (1989) 加齢による歩容変化の動作筋電図学的研究. Jpn J Sports Sci 8 (3) : 134-141
- (平成13年 4 月23日受付, 平成13年 8 月30日訂正, 平成13年10月 1 日受理)