身体の逆振り子運動からみた高齢者歩行における歩幅の獲得要因

三井 孝¹⁾ 関子 浩二²⁾

Factors increasing stride length in the elderly during walking, with special reference to inverted pendulum movement

Takashi Mitsui¹ and Koji Zushi²

Abstract

In the present study we investigated factors increasing stride length in the elderly during walking in order to devise an effective training method for improvement of walking ability. Nine elderly subjects (84.1±6.1, 73-93 yr) walked at three different stride lengths (free, wide, and supra-wide) on a floor. Kinematics and ground reaction forces were recorded by using a video camera and force plates. Walking was modeled as an inverted pendulum system including a compliant leg, connecting the center of gravity and the center of pressure (pendulum leg). The decline of speed with age during free walking was affected by stride length ($r=0.810$, $p<0.01$), but not stride frequency ($r=0.122$, n.s.). With increasing stride length, the range of the pendulum angle was significantly greater in both the former ($r=0.998$, $p<0.001$) and latter ($r=0.995$, $p<0.001$) phases. Also, the amount of change in the pendulum leg increased significantly in both the former ($r=0.752$, $p<0.001$) and latter ($r=0.943$, $p<0.001$) phases with the greater kinetic demands related to pendulum angle. These results were clearly demonstrated when we compared faster subjects with slower ones under any stride conditions. It is concluded that with a large change in the pendulum leg, the spring-like behavior of a leg could be an important factor enabling elderly people to produce greater pendulum rotation, which is necessary to increase stride length.

Key words : stretch-shortening cycle movement

(Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 51: 447-457, July, 2006)

1) 金城学院大学
〒463-8521 愛知県名古屋市守山区大森2-1723
2) 鹿屋体育大学体育学部
〒891-2311 鹿児島県鹿屋市白水町1
連絡先 三井 孝

1. *Kinjo Gakuin University*
2-1723 Omori, Moriyama, Nagoya, Aichi 463-8521
2. *National Institute Fitness and Sports in Kanoya,*
College of physical education
1 Shiromizu, Kanoya, Kagoshima 891-2311
Corresponding author takamitsu@mac.com

キーワード：伸張—短縮サイクル運動

I 緒 言

人間の歩行能力は加齢とともに変化し、60歳から70歳を境にして顕著に低下する (Himann et al., 1988 ; 金ほか, 2000). この能力の低下を評価するためには、自由歩行における速度を用いる場合が多い. 数多くの研究は、速度の低下を引き起こす主な要因が、歩調よりも歩幅の減少にあることを明らかにしている (Himann et al., 1988 ; Judge et al., 1996 ; 金ほか, 2000 ; Winter et al., 1990).

高齢者歩行における歩幅の減少には、様々な要因が考えられている. 筋・腱、結合組織や神経系に着目すると、これらは加齢にともない顕著に退化・萎縮して変性すること (バーリン・リン, 1990 ; 金ほか, 2000 ; Larsson et al., 1979 ; Lexell et al., 1988) や、伸張反射による促通が遅延したり、減少したりすること (Burke and Kamen, 1996 ; Chalmers and Knutzen, 2000) が認められており、下肢の発揮する筋力 (Larsson et al., 1979 ; Lindle et al., 1997) やパワーの低下 (Bosco and Komi, 1980 ; Svantesson and Grimby, 1995), 大きな力を受け止めたり (DeVita and Hortobagyi, 2000), 素早く力を立ち上げる能力の低下 (Thelen et al., 1996) に大きな影響を及ぼしていると考えられている. 一方、歩幅の減少は、平衡性機能の低下 (Judge et al., 1995) によって生じる転倒回避のための適応動作であるとも考えられている (Winter et al., 1990).

歩行において大きな歩幅を獲得するためには、下肢が大きな地面反力を受け止めて推進力を発揮し、重心を前方に移動することが必要になる. この時の身体重心と圧力中心を結ぶ線の長さの変化に着目すると、歩行運動は、接地足を支点にした逆振り子型の回転運動として捉えることができる (Cavagna et al., 1977 ; Lee and Farley, 1998). この身体重心と圧力中心を結ぶ線の長さ (振り子の脚長) は、主に下肢の屈曲・伸展運動によって

変化し、逆振り子を前方へ回転させる主な力は、支点に作用する地面反力と考えられる. したがって、歩幅の増大にともなう振り子の回転運動と脚長の変化を明らかにして、それに影響する地面反力との関係を検討することは、高齢者歩行における歩幅を決定する要因を究明するために有益な知見になると思われる.

そこで本研究では、歩行運動を逆振り子にモデル化して、高齢者に歩幅の異なる歩行を実施させた時の振り子の挙動と地面反力の動態を検討することにより、高齢者の歩幅を決定する要因を明らかにすることを目的とした.

II 方 法

1. 被験者

ケアハウスに在住する9名の高齢者 (84.1 ± 6.1 歳, 73歳—93歳) が、任意で実験に参加した (Table 1). 被験者は、特別な補助または器具なしの歩行が可能である者に限定した. 被験者には、あらかじめ研究に対する十分な説明を行い、実験参加への同意を得た.

2. 実験試技

被験者に自由歩行、大股歩行および最大努力による大股歩行の3種類の歩行を実施させた. 自由歩行では、「リラックスして、普段通りに歩いて下さい」、大股歩行では、「先程よりも大きな歩幅で歩いて下さい」、最大努力による大股歩行では、「無理のない範囲で、可能な限り大きな歩幅で歩いて下さい」との指示を出した. 被験者が動作に慣れるように、各試技の前には数回の練習を行わせた. 試技の間には十分な休息をとり、少なくとも1つの試技を4回以上実施させた.

3. 測定および分析方法

各試技における被験者のフォームは、デジタルビデオカメラ (DCR-VX1000, Sony 社製) を用いて、同期信号とともに毎秒60コマで撮影した. 歩行中の地面反力は、地面に埋設した2枚の多成分フォースプレート (Z15907, Kistler 社製) を

Table 1 Physical Characteristics of subject

I.D.	Name	Age (yrs)	Sex (m/f)	Height (m)	Body Weight (N)	Leg length (m)
E1	T.O.	93	f	1.39	418	0.77
E2	J.F.	84	m	1.68	542	0.97
E3	K.K.	79	m	1.62	615	0.95
E4	M.U.	90	f	1.43	497	0.79
E5	S.K.	81	m	1.54	615	0.90
E7	M.W.	73	m	1.65	559	0.99
E8	S.G.	83	f	1.49	447	0.86
E9	C.U.	86	f	1.43	392	0.82
E10	H.S.	88	m	1.61	725	0.94
Avg.		84.1		1.54	54.5	0.89
S.D.		6.1		0.11	11.0	0.08

Fig. 1 Simple inverted pendulum model with a compliant leg applied to walking movement. Model consists of a point of mass and a leg, circle represents center of gravity, a line between center of gravity and center of pressure indicates pendulum leg. stride length was calculated from range of pendulum angle and an instantaneous length of pendulum leg.

用いて1.25kHzで記録し、パーソナルコンピュータ (J-33L, IBM 社製) へ保存した。

撮影した映像をコンピュータに保存し、動作分析システム (Win Analyze, Mikromac 社製) により、身体の一部21点をデジタイジングした。得られた座標データは実長換算し、ローパスフィルター (遮断周波数6Hz) を用いてノイズを減衰

させた後、重心を算出 (岡田・阿江, 1996) した。また、地面反力から足圧中心も算出し、重心と足圧中心を用いて歩行を逆振り子にモデル化 (永松・図子, 1999) した (Fig. 1)。この振り子モデルと地面反力データをもとにして、①歩行速度、②振り子と地面が成す角度 (振り子の角度)、③重心と足圧中心を結ぶ線の長さ (振り子の脚長)、④地面反力の力積と平均力および最大力を算出した。上記の項目のうち、①は片脚支持期の平均重心速度を求め、②および③は接地、中点 (振り子の垂直時点)、離地時について分析した。ただし、③における中点時の値は、下肢が支持期前半において最も屈曲するために、接地から中点までの最小値を分析した。また、接地時における振り子の脚長と上述の最小値の差分を支持期前半の変化量とし、離地時における振り子の脚長と上述の最小値との差分を支持期後半の変化量とした。④は中点を基点にして支持期前半 (接地から中点) と支持期後半 (中点から離地) について分析した。本研究では、歩幅 (SL) を振り子の角度の変化量 (振り子の振れ幅, θ) と振り子の脚長 (L) から算出した。

$$SL (m) = \sin \theta \cdot L$$

歩幅は上記の方法で接地時および離地時について算出し、それぞれ支持期前半の歩幅、支持期後半の歩幅とした。振り子から求めた歩幅と、接地足の踵と支持足のつま先の距離から求めた歩幅に

は、極めて高い有意な相関関係 ($r = 0.963$, $p < 0.001$) が認められた。接地と離地の判断には、鉛直方向の地面反力が10Nの水準を閾値として用いた。すべての分析項目は、2試技分の平均値を被験者の代表値とした。なお、被験者E1は最大努力による大股歩行も行ったが、大股歩行とほとんど差がみられなかった。そのため、E1は最大努力による大股歩行が困難と捉えてデータから除外した。

4. 統計処理

歩幅の増加による各項目の違いを検討するため

に、一元配置の分散分析を行った。その結果、F値が有意であると認められた項目については、多重比較を行った。さらに、歩幅を決定する要因を検討するために回帰分析を行った。統計処理の有意性は、危険率5%未満で判定した。

III 結 果

1. 高齢者における自由歩行の特性

Fig. 2aは自由歩行時における歩幅と速度、Fig. 2bは歩調と速度との関係を示している。歩幅と速度との間には、有意な相関関係 ($r = 0.810$,

Fig. 2 Relationships between walking speed and stride length (a) and stride frequency (b) during free walking. There was significant correlation between walking speed and stride length, but not stride frequency.

Fig. 3 Relationships between age and walking speed (a) and stride length (b) during free walking. There was significant correlation between age and walking speed and stride length.

Table 2 Change of walking speed, stride length, stride frequency, and contact time.

Measure/Condition	Free	Wide	Supra wide	F value	P value	Difference
walking speed ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	0.95 ± 0.20	1.13 ± 0.29	1.19 ± 0.27	1.956	n.s.	
stride length (m)	0.44 ± 0.10	0.60 ± 0.14	0.76 ± 0.12	14.424	$p < 0.001$	free < wide < supra wide
stride frequency (Hz)	2.20 ± 0.34	1.89 ± 0.28	1.57 ± 0.24	9.900	$p < 0.001$	free > wide > supra wide
contact time (s)	0.74 ± 0.05	0.78 ± 0.11	0.83 ± 0.11	1.854	n.s.	
time in former phase (s)	0.39 ± 0.04	0.41 ± 0.08	0.39 ± 0.08	0.290	n.s.	
time in latter phase (s)	0.35 ± 0.05	0.37 ± 0.06	0.43 ± 0.07	4.065	$p < 0.05$	free < supra wide

$p < 0.01$) が認められた。しかし、歩調と速度との間には有意な関係は認められなかった ($r = 0.122$, n.s.).

Fig. 3a は自由歩行時における年齢と速度, Fig. 3b は年齢と歩幅との関係を示している。年齢と速度 ($r = -0.845$, $p < 0.01$), 年齢と歩幅 ($r = -0.795$, $p < 0.05$) との間には、それぞれ有意な相関関係が認められた。

2. 歩幅の増加にともなう歩容の変化

Table 2 は、各試技における速度、歩幅、歩調および支持時間の変化を示している。逆振り子モデルから求めた歩幅は、自由歩行時に $0.44 \pm 0.10\text{m}$ 、大股歩行時に $0.60 \pm 0.14\text{m}$ 、最大大股歩行時に $0.76 \pm 0.12\text{m}$ と増大し、各試技間に有意差が認められた ($p < 0.001$)。このことは、被験者が試技条件である歩幅の増大が可能であったことを示している。逆に、歩調は、歩幅の増大とともに有意に減少することが認められた ($p < 0.001$)。一方、片脚の接地時間は延長する傾向にあり、特に後半において有意な延長が認められた ($p < 0.05$)。上述した歩幅と歩調の積である速度は、増加する傾向があったが、統計的に有意なものではなかった。

3. 歩幅の増加にともなう逆振り子運動の変化

Fig. 4 に、自由歩行における逆振り子の角度、重心の鉛直変位および振り子の脚長、地面反力の変化に関する典型例を示した。また、Fig. 5 に、各試技における歩幅（立位時の脚長で標準化）と振り子の振れ幅との関係を、支持期前半と後半に分けて示した。振り子の振れ幅は、歩幅の増大に

Fig. 4 Exemplar stick figure, change of pendulum angle, vertical displacement of center of gravity (CG), pendulum leg (leg length), vertical and horizontal ground reaction forces during free walking in a typical subject (E5).

Fig. 5 Relationships between stride length and range of pendulum angle in former phase (a) and in latter phase (b). Bar graph shows range of pendulum angle at each trial. Strid length was normalized by pendulum leg, which was obtained during quiet standing, L_0 . Regression analysis revealed significant positive relationships between stride length and range of pendulum angle in each trial (former phase, $r=0.996-0.998$, $p<0.001$; latter phase, $r=0.977-0.998$, $p<0.001$).

Fig. 6 Relationships between range of pendulum angle and change of pendulum leg in former phase (a) and in latter phase (b). Bar graph shows leg shortening and lengthening at each trial. Regression analysis revealed positive relationships between range of pendulum angle and leg shortening ($r=0.781$, $p<0.05$, $r=0.299$, n.s., $r=0.679$, n.s.) and leg lengthening ($r=0.836$, $p<0.01$, $r=0.888$, $p<0.001$, $r=0.925$, $p<0.001$).

ともなって支持期の前半と後半のいずれも増加し、各試技間において有意差が認められた。また、歩幅と振り子の振れ幅との間には、支持期前半 ($r = 0.998$, $p < 0.001$) と後半 ($r = 0.995$, $p < 0.001$) のいずれの局面においても、有意な相関関係が認められた。

Fig. 6に、各試技における振り子の振れ幅と脚長の変化量との関係を、支持期前半と後半に分けて示した。振り子の脚長は、接地後に縮み、離地

時では伸びる傾向を示した。この脚長の変化は、歩幅の増大にともない顕著になる傾向が認められた。また、振り子の振れ幅と脚長の変化量との間には、支持期前半 ($r = 0.752$, $p < 0.001$) と後半 ($r = 0.943$, $p < 0.001$) のいずれの局面においても、有意な相関関係が認められた。

4. 歩幅の増加にともなう地面反力の変化

Fig. 7に、各試技における振り子の振れ幅と前

Fig. 7 Relationships between range of pendulum angle and negative impulse in former phase (a) and positive impulse in latter phase (b). Bar graph shows angle and positive impulse at each trial. Regression analysis revealed positive relationships between range of pendulum angle and negative ($r=0.706$, $p<0.05$; $r=0.678$, $p<0.05$; $r=0.578$, n.s.) and positive impulse ($r=0.755$, $p<0.05$; $r=0.660$, n.s.; $r=0.776$, $p<0.05$).

後方向の力積との関係を、支持期前半と後半とに分けて示した。前後方向の力積は、歩幅の増大とともに増加し、試技間で有意差が認められた。一方、鉛直方向の力積は、支持期前半において有意に増加したが、後半においては有意な差は認められなかった。このような傾向は、平均力および最大力においても認められた。振り子の振れ幅とブレーキとなる力積 ($r = 0.819$, $p < 0.001$)、振り子の振れ幅と推進力となる力積 ($r = 0.852$, $p < 0.001$) との間には、いずれも有意な相関関係が認められた。

IV 考 察

歩行速度は、歩幅と歩調の積で成り立っている。しかし、先行研究 (Himann et al., 1988 ; Judge et al., 1996 ; 金ほか, 2000 ; Winter et al., 1990) と同様に、本研究の対象である 73 歳から 93 歳 (平均 : 84.1 ± 6.1 歳) の高齢者が自由歩行を行った場合、速度は歩幅との間にのみ有意な相関関係があり、歩調との間にはないことが認められた (Fig. 2)。一方、高齢者の歩行速度は、加齢とともに低下することが認められており (Himann et al., 1988 ; 金ほか, 2000), 本研究の結果においても、年齢と歩行速度および歩幅との間

にはいずれも有意に高い相関関係が認められた (Fig. 3)。これらのことから、加齢にともなう高齢者の歩行速度の低下は、歩調よりも歩幅に影響されており、歩幅を獲得する能力の維持あるいは低下を防止することが、歩行機能を保持するために重要であることが推察できる。

歩行において歩幅を獲得するためには、下肢が大きな地面反力を受け止めて推進力を発揮し、重心を前方に移動することが必要になる。この時の身体重心と圧力中心を結ぶ線分の変化に着目すると、歩行運動は、接地足を支点にした逆振り子運動として捉えることができる。そこで本研究では、この歩行における逆振り子運動に着目して、高齢者が歩幅を維持する、あるいは低下を防止するためには、どのような要因が必要になるのかについて検討した。

自由歩行において振り子は、接地から離地に向かって前方に回転し続けている。一方、身体重心は接地後に下降し、重心が圧力中心の真上に来る接地中点に向かって上昇し、その後離地に向かって再び下降することが認められた (Fig. 4)。また、振り子の脚長は、接地前半で急激に縮んで短くなり、その後伸びと縮みを繰り返す、接地後半で再び急激に伸びることが認められた。このように、振り子の脚長は、接地直後の負荷を受けて一端縮

むことになるが、その後の起こし回転中に伸びることで、重心は上昇して高い位置エネルギーを獲得できる (Cavagna et al., 1977 ; Lee and Farley, 1998) . また、起こし回転後に再び縮み、その後大きく伸びることによって推進力を獲得していると考えられる。この動きを生じさせる主な原因である地面反力の鉛直成分は、接地直後に急激に増加し、接地中点に向かって減少した後に再び増加し、その後離地に向かって急激に減少するという二峰性の変化を示すことが認められた。

上記のような変化を示す各項目が、歩幅にどのような影響を受けるのかを検討するために、自由歩行、大股歩行、最大努力による大股歩行における違いについて検討した。その結果、歩幅が増大すると、振り子の振れ幅は、支持期前半と後半のいずれも顕著に増加し、歩幅と振り子の振れ幅との間には有意な相関関係が認められた (Fig. 5) . これらのことは、高齢者が大きな歩幅を獲得するためには、接地足を中心にして、より後方からより前方へと身体を逆振り子型に大きく回転させることが重要であることを示している。

逆振り子の回転運動には、重心のもつ速度や地面反力の鉛直成分と水平成分、振り子の慣性モーメントなどが影響する。ここで、振り子の支点に作用する地面反力についてみると、着地直後にかかる大きなブレーキ成分は振り子を前方に回転させ、身体に起こし回転を生じさせていることが考えられる。このブレーキ成分は、歩幅が増大するほど大きくなり (Fig. 7) , 同時に鉛直成分も大きくなる。また、このブレーキ成分の増加とともに、振り子の脚長はより縮むことも認められており (Fig. 6) , 接地後に下肢は大きく屈曲していると考えられる。したがって、歩幅の増大によって大きな起こし回転運動を生じさせるためには、回転軸となる支持脚において、大きなエキセントリックな筋力を発揮する能力が重要になると考えられる。

一方、重心が接地足の上を通過した支持期後半では、歩幅が増大するほど、より前方に大きく回転して倒れるとともに、一旦縮んでいた振り子の脚長が急激に伸びること (Fig. 6) によって、大

きな地面反力を発揮していること (Fig. 7) が認められている。したがって、歩幅の増大によって大きな前方への回転運動を生じさせるためには、回転軸となる支持脚において、大きなコンセントリックな筋力を発揮する能力が重要になると考えられる。

以上にみられる脚長の伸び縮みは、振り子の慣性モーメントを変化させて、その回転運動を効果的に促進させながら推進力を獲得していると推察される。すなわち、支持期前半における脚長の縮みは、振り子の慣性モーメントを小さくさせるために、より後方からの起こし回転が容易になると考えられる。これに対して、振り子の脚長の変化が小さい、すなわち下肢の屈曲が小さくなると、大きな後傾からの起こし回転運動が困難になり、歩幅を増大できなくなることが推察できる。また、支持期後半における脚長の伸びは、振り子の慣性モーメントを大きくさせるために、振り子が前方へ倒れる回転を遅らせて、逆脚が接地する際の衝撃を減少させていると推察される。

このような脚長の変化は、主に下肢の屈曲および伸展運動により行われるために、その筋収縮様式に着目すると、下肢の筋群は、伸張—短縮サイクル運動を遂行していると考えられる (Fukunaga, et al., 2001 ; Lee and Farley, 1998) . 伸張—短縮サイクル運動では、弾性エネルギーを有効に利用することによって、効率のよい運動の遂行を可能にしている。加齢が弾性エネルギーに与える影響は十分に明らかになっていない (Bosco and Komi, 1980 ; Lindle et al., 1997 ; Svantesson and Grimby, 1995) が、高齢化した動物では腱や結合組織が硬化する (バーリン・リン, 1990 ; Burke and Kamen, 1996) こと、ヒトでは筋の形態や構造、組織化学的な変化が起こる (金ほか, 2000 ; Larsson et al., 1979 ; Lexell et al., 1988) こと、歩行中の伸張反射が低下 (Chalmers and Knutzen, 2000) することなどを考慮すると、高齢者では伸張—短縮サイクル運動によって発揮する筋力は顕著に低下することが推察できる。

Fig. 8は、歩行能力が高い高齢者 (E3) と低い

Fig. 8 Exemplar stick figure, change of pendulum angle, displacement of center of gravity, length of pendulum leg, joint angles and ground reaction forces during walking at various stride conditions in typical subjects (E3 and E4).

高齢者（E4）の典型例を示したものである。歩行能力が高い被験者E3では、前述した振り子の脚長の縮みと伸びのサイクルが顕著に認められるが、歩行能力が低い被験者E4ではほとんど認められないことが理解できる。歩行が等速で行われる時、下肢は発揮した推進力とほぼ同様の力をブレーキとして受け止める必要がある。また、歩幅が大きくなるほど、振り子の脚長はよく縮むようになり、大きな負の力積が生じていることから、下肢ではより大きなエキセントリックな筋力発揮が重要になってくると考えられる。しかしながら、高齢者になると、下肢をあまり屈曲させずに硬い棒のようにして接地することで、エキセントリックな筋力発揮を回避する傾向にある（DeVita and Hortobagyi, 2000；Hortobagyi and DeVita, 2000）。このような伸び縮みの少ない脚長では、筋力発揮の少ない歩行が遂行できる可能性はあるが、下肢は硬い棒のようにしか動かないために、弾性体としての機能が働かず、伸張—短縮サイクル運動が十分に遂行できないことが推察できる。さらに、この能力の低下によっては、下肢は効果的な屈曲と伸展運動ができなくなり、上述した振り子の回転運動が阻害されて歩行を困難にしていることも考えられる。

本研究の結果から、高齢者における歩行速度の低下には、主に歩幅の減少が影響し、この歩幅を増大させるためには、接地直後から中点にかけて身体を大きく起こし回転させて、その後も前方へ回転させる動きが必要になることが認められた。さらに、この回転運動を円滑に遂行するためには、地面反力に抗しながら行われる下肢の屈曲および伸展動作が重要であり、これには脚が弾性体としての働きを保ち、伸張—短縮サイクル運動を効果的に遂行できることが必要な条件になることが示唆された。

これらのことから、高齢者が生涯にわたり歩行機能を維持するためには、高齢者でも実施が可能な伸張—短縮サイクル運動を考案し、その遂行能力を適切に評価できるようにすることが大切（三井・図子, 2005）になると思われる。また、その際には、加齢にともなう身体特性の変化を考慮し

て、それらの機能が改善されるように、安全で合目的な手段を創造する必要がある（図子, 2000）と思われる。

V 要 約

本研究では、歩行中の身体を逆振り子にモデル化することにより、高齢者の歩幅を決定する要因について検討した。

高齢者9名に、自由歩行、大股歩行、最大努力による大股歩行を実施させた。歩行中の身体を逆振り子にモデル化し、その挙動と地面反力の動態を手がかりにして、歩幅の増大にともなう歩行特性の変化を検討した。その結果、歩幅の増大にともない振り子の振れ幅は増加し、接地後大きな地面反力が生じる際に振り子の脚長は縮むこと、その後伸びながら推進力を発揮していることが認められた。これらのことは、大きな歩幅を獲得するためには、接地足を中心にして、身体を後方から前方へと大きく逆振り子型に回転させることが重要であり、そのためには、下肢の伸張—短縮サイクル運動を遂行する能力が極めて重要な役割を果たすことを示唆するものである。

文 献

- バーリン・リン：山内兄人訳（1990）結合組織。マドックス編 エイジング大辞典。早稲田大学出版部：東京，pp. 126-127.
- Bosco, C. and Komi, P.V. (1980) Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 45: 209-219.
- Burke, J.R. and Kamen, G. (1996) Changes in spinal reflexes proceeding a voluntary movement in young and old adults. *J. Gerontol. Med. Sci.*, 51A: M17-M22.
- Cavagna, G.A., Heglund, N.C., and Taylor, C.R. (1977) Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am. J. Physiol.*, 233: R243-R261.
- Chalmers, G.R. and Knutzen, K.M. (2000) Soleus Hoffmann-Reflex modulation during walking in healthy elderly and young adults. *J. Gerontol. Biol. Sci.*,

- 55A: B570–B579.
- DeVita, P. and Hortobagyi, T. (2000) Age increases the skeletal versus muscular component of lower extremity stiffness during stepping down. *J. Gerontol. Biol. Sci.*, 55A: B593–B600.
- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., and Maganaris C.N. (2001) In vivo behavior of human muscle tendon during walking. *Proc. R. Soc. Lond. B.*, 268: 229–233.
- 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.
- Hortobagyi, T. and DeVita, P. (2000) Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10: 117–126.
- Judge, J.O., King, M. B., Whipple, R., Clive, J., and Wolfson, L.I. (1995) Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input. *J. Gerontol. Med. Sci.*, 50A: M263–M270.
- Judge, J.O., Davis III, R.B., and Ounpuu, S. (1996) Step length reductions in advanced age: The role of ankle and hip kinetics. *J. Gerontol. Med. Sci.*, 6: M303–M312.
- 金 俊東・久野譜也・相馬りか・増田和実・足立和隆・西嶋尚彦・石津政雄・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 : 589–596.
- Larsson, L., Grimby, G., and Karlsson, J. (1979) Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *J. Appl. Physiol.*, 46: 451–456.
- Lee, C.R. and Farley, C.T. (1998) Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *J. Exp. Biol.*, 201: 2935–2944.
- Lexell, J., Taylor, C.C., and Sjøström, M. (1988) What is the cause of the ageing atrophy? *J. Neurol. Sci.*, 84: 275–294.
- Lindle, R.S., Metter, E.J., Lynch, N.A., Fleg, J.L., Fozard, J.L., Tobin, J., Roy, T.A., and Hurley, B.F. (1997) Age and gender comparison of muscle strength in 654 women and men aged 20–93 yr. *J. Appl. Physiol.*, 83: 1581–1587.
- 三井 孝・図子浩二 (2005) バネ理論を応用した高齢者の歩行能力を改善させるトレーニング法の開発. *バイオメカニクス研究*, 10 : 58–65.
- 永松幸一・図子浩二 (1999) 踏切中の地面反力と身体逆振り子運動からみたバウンディングの特性. 第14回日本バイオメカニクス学会大会論文集, pp. 356–360.
- 岡田英孝・阿江通良 (1996) 高齢者の身体部分慣性係数と動作分析への応用. *Jpn. J. Sports Sci.*, 15: 169–175.
- Svantesson, U. and Grimby, G. (1995) Stretch-shortening cycle during planter flexion in young and elderly women and men. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 71: 381–385.
- Thelen, D.G., Schultz, A.B., Alexander, N.B., and Ashton-Miller, J.A. (1996) Effects of age on rapid ankle torque development. *J. Gerontol. Med. Sci.*, 51A: M226–M232.
- 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.
- 図子浩二 (2000) SSC運動理論を応用したトレーニングの可能性. *トレーニング科学*, 12 : 69–84.

(平成16年 8 月 6 日受付)
(平成18年 1 月14日受理)