

2. 文献研究

中高年者の中には、長い年月にわたり激しいトレーニングを続けている者もいる。それにもかかわらず競技成績が年齢とともに低下するのは避けがたい事実である。

Moore(1975) は各年齢での陸上競技の走種目の記録をもとに、年齢と各種目での疾走速度との関係に指数モデルをあてはめ、その曲線から加齢による疾走速度の変化について考察している。その結果、全ての種目で疾走速度は20歳までは増大し、その後30歳までは比較的維持されるが、30歳以降は徐々に低下し始めることを報告している。また、Mooreは種目間の曲線の傾きを比較し、より長い距離の種目の方が加齢にともなう疾走速度の低下が緩やかであったと述べている。さらに投擲種目（砲丸投、円盤投）も同様のモデルにあてはめ、各年代での記録の世界記録に対する割合を走種目の場合と比較した。その結果、加齢による記録の低下は投擲種目、短距離種目、長距離種目の順に大きいことを明らかにし、筋力・パワー系の能力は持久系の能力よりも早く衰えるということを示唆している。

Mooreの研究は各年代の一流選手について行われたものであるが、彼によって示された知見は、一般高齢者の身体機能の変容を探る上でも良い示唆を与えると考えられる。ここでは、高齢者の身体運動および身体の機能に関する研究のうち、下肢の動作や筋活動に関する文献を検討する。

2.1 高齢者の動作に関するバイオメカニクス的研究について

2.1.1 歩行の kinematics

高齢者の身体運動を分析した研究は青年や幼少年と比べると少ないが、

歩行に関するものは比較的多い。

Himann et al.(1988) は 19 歳から 102 歳の男性 289 人と女性 149 人について加齢にともなう歩行速度の変化を研究し、歩行速度は加齢にともない 3 次曲線的な減少を示すことを報告している。また彼らは、歩行速度の低下率が加速し始める臨界年齢を 62 歳であるとし、10 年当たりの低下率は 62 歳以前では男性が 2.5%、女性が 4.5%であるが、62 歳以後では男性 16%、女性 12%と急速な低下を示したことを報告している。

Murray et al.(1969) は 20 歳から 87 歳の健康な男性 64 名を Interrupted-light photography を用いて写真撮影し、自由歩行、速歩の 2 種類の歩行での身体各部の kinematics を観察した。その結果、高齢者では青年に比べると、歩行速度が遅い、歩幅が短い、左右の足の開き（歩隔）が大きい、股関節の開き、最大膝屈曲、最大足底屈、最大肩屈曲、最大肘伸展が小さいなどの特徴を示したことを報告している。そして、高齢者の歩容を「滑りやすい路面を歩くとき、あるいは暗闇を歩くときのように、感覚情報が欠如しているときの歩行に似ている」と表現している。

徳田(1977) は 16mm フィルム撮影を用いた歩行の解析から、上肢および下肢の関節の kinematics、歩行の局面時間などを青年層と老人層で比較している。彼は上肢に関しては、Murray et al.と同様な結果を得ているが、下肢の動作範囲は老人と青年では大きな相違はないという結果を得ている。しかし、下肢の各関節角度の経時的な変化パターンには、青年と老人でずれがあるとしている。また、青年を老人と同程度の cadence（1 分間の歩数）で歩行させても青年層の方が上肢の運動域は広く、立脚期、遊脚期、両脚支持期などの局面の割合も老人層と差があったことを報告している。このことは、青年と高齢者では同じリズムで歩いたとしても、歩行パターンに質的な違いがみられることを示すものであろう。

Kaneko et al. (1991) は、48 歳から 82 歳の日本人女性 57 名を対象に体力テストを行うと同時に、普通歩行と速歩の 2 種類の歩行を VTR 撮影により分析した。その結果より、加齢にともない歩行速度、ステップ長、ピッチとも低下したと述べている。歩行速度はステップ長とピッチの積により決定されるが、加齢にともなう低下の度合はピッチよりもステップ長でより大きかったことから、歩行速度の低下はピッチよりもステップ長の低下により強く影響されているとしている。同様のことは他の研究においても報告されている (Marino and Leavitt, 1987; Himann et al., 1988; Marino and Schroeder, 1988)。また、Kaneko et al. は、ステップ長低下の原因として下肢の動きの最大変位の低下を、ピッチ低下の原因として両脚支持時間の増大と、下肢関節の角速度の低下をあげている。Kaneko et al. はこのうち、加齢にともなう両脚支持時間の増大について、高齢者が歩行中の安定性を確保するためのバランスの維持に働いていることを示唆している。また、体力テスト結果との比較に関しては、ステップ長やピッチなどの歩行変数は特に神経・筋機能と関連する項目と相関があったことを報告している。

2.1.2 歩行の kinetics

Marino and Leavitt(1987) は青年と高齢者の歩行中の動作をフィルム撮影し、その際の地面反力をフォースプラットフォームを用いて測定した。その結果、体重当たりの鉛直および左右方向の地面反力の最大値は青年と高齢者で差がなかったのに対し、体重当たりの推進力(propulsive force)の最大値は青年の方が有意に大きかったことを報告している。また、接地期の間で生じる抜重の大きさについて調べ、高齢者は青年に比べてその度合が小さかったことを報告している。抜重が生じる局面では身体

は不安定な状態におかれることになる。したがって、抜重の度合の減少は両脚支持時間の増大と同様、高齢者のバランス能力の低下を示唆するものであろう。

森本ら(1993)は歩行中の位置エネルギーと運動エネルギーの授受の効率を振子効率とし、中高年者の自由歩行における振り子効率と筋活動によるパワーについて研究している。その結果、振子効率は歩行スピードとの間に有意な相関がみられなかったが、筋によるパワーと歩行スピードの関係は3次曲線によくあてはまり、高い相関がえられた。このことから、自由歩行における中高年者の歩行スピードは、力学的エネルギーの授受の効率よりもむしろ、筋活動のパワーとより密接に関係すると結論づけている。しかし、彼らの研究ではエネルギーの計算に重心モデル(身体を重心で代表させて質点のエネルギーだけを考慮するもの)を用いているため、上肢、下肢の身体各部分の相対運動によるエネルギー等は無視されている。

Marino and Shroeder(1988)は若年女性、活動的な高齢女性、活動的でない高齢女性の歩行を16mmカメラで撮影し、3群間のセグメント内のエネルギー変換およびセグメント間のエネルギー伝達のパターンを比較している。その結果、若年者は活動的な高齢者よりも、活動的な高齢者は活動的でない高齢者よりも歩行速度、力学的仕事、セグメント間のエネルギー伝達およびセグメント内のエネルギー変換のいずれもが大きいですが、総仕事に対するセグメント間のエネルギー伝達およびセグメント内のエネルギー変換の割合は3群間で有意な差がなかったことを報告している。このことについてMarino and Shroederは、活動的でない高齢者は短いストライドでより遅く歩くが、若年者や活動的な高齢者と同じくらい効率的にセグメント間および内でエネルギーを伝達、変換させていると述べ

ている。彼らの研究結果は森本らの研究と同様に、歩行速度がエネルギー伝達の効率ではなく、なされた仕事の大きさによって決定されることを示唆するものである。

高齢者の歩行における下肢関節のトルクやパワーに関する研究は少ないが、幾つかの研究が報告されている。

Winter et al.(1990) は歩行における高齢者の kinematics および kinetics を青年のデータベースと比較した。その結果、高齢者では両脚支持時間が長く、踵接地時の足底の角度が小さい(more flat-footed landing)こと、接地時の足背屈筋群の負仕事、スタンス後期の足底屈筋群の正仕事が小さいことなどを報告している。これらはステップ長の縮小をもたらすが、これらの変化は筋力が低下している高齢者が歩行中に身体をより安定させるための適応であると示唆している。また、Winter et al.は、一般に行われる静的なバランステストは歩行における動的バランスとは別のものであることを指摘し、複数の歩行サイクルにおける股関節トルクと膝関節トルクの共分散から、歩行において身体を支えるための両関節の協調を示す指標として index of dynamic balance を算出している。その結果、高齢者の index of dynamic balance は青年よりもわずかに低かった。

Judge et al.(1996) は 26 名の高齢者と 32 名の青年に普段の速度で歩かせ、その際の身体の kinematics および kinetics を研究している。また、この研究では高齢者のうちの 5 名にはできるだけ速い速度での歩行も行わせ、普段の速度での歩行との比較を行っている。その結果、Winter et al.と同じく、高齢者では青年よりも stance 後期の足底屈筋群の concentric なパワーが低下すること、速度の増大にともなって高齢者の足底屈筋群のパワーは増大しなかったことなどを報告している。このことから、高齢者では普段の歩行において、すでにほぼ最大の足底屈パワーを発揮しており、

そのため、歩行速度が増大してもそれ以上のパワーを出せないと考察し、高齢者のステップ長を増すための足底屈パワーの重要性を示唆している。また、ステップ長を補正したパワーにおいては、stance 後期の股関節屈曲筋群の concentric なパワーは青年よりも高齢者で大きかったことから、高齢者では股関節屈曲筋群のパワーは足底屈筋群のパワー低下を補うために増大したとしている。

さらに、Judge et al.の研究では、高齢者群の isokinetic(60° /sec)での股、膝、足関節の伸展屈曲最大筋力を測定し、これらと歩行中の関節の kinetics およびステップ長との関係も検討している。その結果、ステップ長には、足底屈筋力と膝伸展筋力のみ有意な相関がみられた。また、足底屈筋力と歩行中の足底屈筋群のパワーには有意な正の相関がみられた。彼らの研究は高齢者の動作における関節のパワーを筋力測定の結果と関連づけて検討している点で非常に興味深いが、筋力測定の結果と歩行中の関節トルクとの関係については述べられていない。

現在のところ、高齢者の歩行における kinetics の研究は上述のように幾つかあるが、力学的仕事や力学的エネルギー利用の有効性などを歩行速度の変化や歩行動作と関連づけた研究はみられない。

以上の研究から得られた高齢者と青年の歩行の相違に関する知見は、高齢者の歩行の特徴を明らかにする上で非常に有用なものである。しかし、これらの比較においては青年と高齢者が用いた歩行速度が異なるため（自由歩行や速歩における互いの歩行速度が異なるため）、歩行変数や動作の差は加齢の影響以外に絶対的な歩行速度の差の影響を含んでおり、その両者を区別することは困難である。すなわち、これらの研究から得られた高齢者の歩行動作の特徴は、加齢の影響が反映されたものとも考えられるが、高齢者と同じ速度で歩いた青年の歩行動作にも同様にみら

れる可能性があり，加齢の他に歩行速度の影響があると考えられる．したがって，加齢が歩行動作におよぼす影響を明らかにするためには，同じ速度で歩いた場合の高齢者と青年の歩行変数や動作の違いについても検討し，歩行速度に影響されない高齢者の歩行の特徴を知る必要がある．しかし，このような比較を行った研究は今のところ見当たらない．

2.1.3 歩行以外の動作

岡田ら(1994) はマスターズ陸上競技大会に出場した46名の男子中高年者の5000mレースをVTR撮影し，下肢と体幹のkinematicsについて報告している．これによると，高齢者の疾走速度の低下はピッチよりもストライドの低下によるところが大きく，ストライドの低下は支持期距離の低下よりも非支持期距離の低下により大きく起因していた．また，接地時の下肢のkinematicsには年齢との相関がなかったのに対して，離地時には年齢との相関がみられた項目が多かったことを報告している．また，下肢と体幹のkinematicsに関して，中年者に比べて体幹の前傾が大きく，離地時の股関節の伸展が小さいことが高齢者の疾走フォームの特徴であると述べている．

Hamilton(1993) は162人の男女マスターズスプリンターの100mおよび200mレース中の疾走フォームをVTR撮影し，年齢にともなう身体のkinematicsの変化を観察している．彼は，疾走速度，ストライド，スイング時間，非支持時間，膝関節および体幹の動作範囲が加齢にともない有意に減少したこと，ストライド時間（1ストライドに要する時間）はかなり高齢になってもほとんど一定を保ち，わずかに増大する程度であったが，その構成要素である支持時間は加齢にともない増大したことなどを報告している．Hamiltonは高齢者の支持時間が増大した原因として，①

着地衝撃の緩衝のため力を抑え、時間を長くしている、②高い速度での筋収縮ができなくなり、着地時の eccentric な筋収縮から加速のための concentric な筋収縮への切り換えが遅くなること、が考えられると述べている。

加納ら(1992) は4歳から70歳代までの男女の立幅跳を高速度ビデオカメラとフォースプレートを用いて解析し、踏切時の身体重心速度と投射角度の年齢変化および性差について報告している。これによると、離地時の身体重心の速度は男女とも30歳代から60-70歳代にかけて減少し、投射角度は男女とも17歳以降、加齢とともに増大した。また、投射角度の加齢にともなう増大は、離地時の重心水平速度の減少率が鉛直速度のそれよりも大きいため生じたと述べている。

この研究では地面反力に関する報告はないが、投射角度が17歳以降、加齢にともない増大したこと、加齢による離地時の水平速度の減少率が、鉛直速度の減少率よりも大きかったことから、鉛直地面反力に対する相対的な水平地面反力は加齢とともに小さくなることが推測できる。

伊坂ら(1990) は人間の垂直方向への重心移動動作の1つとして、60歳の男性3名の全屈膝姿勢からの立ち上がり動作をとりあげ、下肢関節に作用した力のモーメント(トルク)、パワー、仕事を算出している。伊坂らは、この研究の結果から、老人の立ち上がり動作ではトルクとパワーの急激な発揮を抑え、長い動作時間をかけて仕事を行っていることを報告している。また立ち上がり動作中の仕事の獲得には、股関節の貢献が最も大きく、下肢全体の64%であったとしている。この研究は動作中の関節トルクやパワー発揮の加齢変化を探ることを意図したものではないが、高齢者の下肢動作の kinetics を扱った数少ない研究の1つである。

2.2 高齢者の下肢筋力の加齢変化について

加齢にともなう下肢の筋力の低下は、古くから認められていたようである (Schultz, 1992)。しかし、筋力は同一部位のものでも関節角度や筋の収縮の種類によって大きく異なるため、高齢者の筋力について報告された値には大きな相違がみられる。Schultz が高齢者のバイオメカニクス的研究に関するレビューの中でとりあげた幾つかの研究報告をみると、筋群の違いや測定方法の違いにより値には差がみられるが、加齢にともなって最大筋力の低下が生じることは明らかなようである。Rogers and William(1993) は、筋力は 40 歳代までは比較的良く維持されるようであるが、50 歳代および 60 歳代では 10 年間に約 15%の低下を示し、それ以後の低下は 10 年間に 30%くらいになると述べている。このような最大筋力の低下の原因として、筋断面積の減少と単位断面積あたりで発揮される力の低下が考えられる。しかし、Rogers and William によると、骨格筋の内因的な筋力低下 (単位断面積あたりの筋力の低下) よりも筋の大きさ (断面積) の減少のほうが加齢にともなう筋力低下により関係しているようである。

Poulin et al.(1992) は 20 代から 30 代の若者と 60 歳から 75 歳の高齢者の肘と膝の concentric および eccentric な筋力を評価し, eccentric な筋活動では concentric な筋活動よりも年齢による筋力の違いが有意に小さかったことを報告している。また, Vandervoort et al.(1990) は高齢女性の膝伸展および屈曲筋群の筋力について同様な結果を得ている。しかし, これらの研究における筋力測定は isokinetic な状況下で行われたものであった。実際の身体運動中の筋活動は isokinetic な状況で行われることはほとんどなく, さらには concentric な筋活動と eccentric な筋活動の切り換えをともなうことが多い。そのため, 上述した筋力の測定値は実際の運動にお

ける筋の機能を必ずしも反映しているとはいえない。したがって、実際の身体運動中の筋の機能を知るには、これらの方法に加えて、さらに異なるアプローチが要求されるであろう。金ら(2000)は、MRIを用いて加齢にともなう筋量の低下と歩行能力低下との関係を検討し、大腰筋と膝伸展筋群の筋量の低下が歩行速度の低下に大きな影響を及ぼす可能性を示唆している。金らの研究結果が示すように、筋量の減少をともなう筋力低下は歩行動作に影響を及ぼすと考えられるため、高齢者の動作の変容を考える上では、加齢にともなう筋量及び筋力の変化について知ることが重要であろう。しかし、Schultz(1992)が日常生活動作に必要な関節トルクは最大トルクと比較して十分に小さいものであることを指摘し、高齢者の移動能力の衰えの多くが筋力の低下によるものであるという一般的な見解に対して注意を促しているように、動作中の筋力発揮は必ずしも最大筋力を反映しているとはいえない。

これらのことを考えると、実際の運動中に筋が発揮したトルクやパワーを推定することは、筋力の直接的な測定とは別の重要な意味を持つ。Elftman(1939)は歩行中の下肢関節トルクを映画撮影とフォースプラットフォームからのデータを用いて逆動力学的分析により算出し、脚の筋の働きについての詳細を報告している。同様の方法を用いて、歩行(Quanbury et al., 1975; Robertson and Winter, 1980; Winter, 1990; Winter et al., 1990; Judge et al., 1996)、ジョギング(Winter, 1983; Winter, 1990)、スプリント(阿江ら, 1986)、跳躍動作(Horita et al., 1991; Robertson and Fleming, 1987)等における筋の力学的機能が評価されているが、これらの多くは青年に関するものである。また、上述したように、伊坂ら(1990)は同様の方法で60歳の男性の立ち上がり動作における関節トルク、パワー、仕事などを報告しているが、これらの加齢変化については言及していな

い。したがって、現在のところ、高齢者の身体活動中の筋の力学的機能を加齢による変化と関連づけて報告したものは、歩行において幾つかみられるのみであるといえる。

2.3 高齢者の身体部分慣性係数 (Body segment inertia parameters) について

地面反力などの動作中の外力はフォースプラットフォームを用いて直接測定することができる。しかし、身体部分に働く内力は画像データや地面反力データなどから推定する以外にない。これらのパラメータを推定するには身体各部分の質量、質量中心位置、慣性モーメントなどの身体部分慣性係数が必要になる(身体部分慣性係数についての詳細は第3章で述べる)。したがって、高齢者の身体活動中の筋の力学的機能をみるには、高齢者の身体部分慣性係数が必要になる。ここでは、力学的パラメータの算出の際に必要な身体部分慣性係数に関する文献について検討する。

これまでに身体部分慣性係数 (Body Segment inertia Parameters, 以下 BSP) は様々な方法を用いて算出されてきた。これらの算出方法を大別すると、①屍体標本を用いた直接法、②生体標本を用いた間接法、③数学モデルによる方法に分類できる(横井, 1983, 阿江ら, 1992)。各々の方法については Reid and Jensen(1990), Jensen(1993), 横井(1983,1993), 阿江ら(1992), 阿江(1996) によるレビューあるいは先行研究に詳細に記述されている。ここでは各方法を用いた主な研究について検討する。

屍体標本を用いた方法では、屍体を切断することにより、各部分の体積、質量、密度、重心位置、慣性モーメントを実測しており、現在、頻繁に用いられるものとして Dempster(1955), Clauser et al.(1969), Chandler et al.(1975) のものがある。これらの方法では、生体定数を直接測定する

ため、精度は高いと考えられるが、屍体標本を得ることが困難であり、少数の屍体標本からのデータをそのまま生体にあてはめることができるとは限らない。

生体標本を用いた間接法としては、Contini et al.(1963), Drillis and Contini(1966), Plagenhoef(1971), Kjeldsen(1972) などが用いた浸水法, Williams and Lissner(1962), Bernstein(1967) などが用いた重心測定板による方法, Brooks and Jacobs(1975), Zatsiorski and Seluyanov(1981) などが用いた放射線法, Martin et al.(1989) などが用いた核磁気共鳴映像法がある。浸水法は各部分の体積を精度良く求めることができるが、質量、重心位置などを求めるためには幾つかの仮定を設ける必要があり、測定、算出にはかなりの手間がかかる。重心測定板による方法では、浸水法と同様に質量、重心位置などの算出のために幾つかの仮定を設ける必要があり、可動範囲が小さい頭部などの BSP を精度良く算出することが難しく、また慣性モーメントを算出することはできない。放射線法や核磁気共鳴映像法は BSP を高い精度で測定あるいは推定することができるが、現状では設備などの整備に限界があり、放射線法に関しては生体に悪影響を及ぼす危険性もある。

数学モデルによる方法は、身体部分を特定の形状の剛体とみなし、これらの剛体の質量、重心位置、慣性モーメントより BSP を求めようとするもので、松井(1958), Whitsett(1962), Hanavan(1964), Jensen(1978), 横井(1983, 1986), 阿江ら(1992) などにより用いられている。数学モデルによる方法では、生体計測値の収集や BSP の算出が比較的容易であり、被験者への拘束、制限も少ない。しかし、浸水法の場合と同様に、係数を算出するために幾つかの仮定を設けなくてはならない。

いずれの方法にも短所と長所がみられるが、多数の被験者の測定を行

う際には、測定時間、被験者の負担などを考えると、数学モデルによる方法が最も適していると考えられる。

BSP は形態に大きく依存するので、形態に影響を及ぼす年齢差、性差、人種の違いにより大きく異なることが指摘されている(Reid and Jensen, 1990; Jensen, 1993; 横井 1993)。したがって、動作解析のために BSP を用いる場合には、被験者の年齢、性別、人種に合ったものを採用する必要がある。日本人の幼少年および青年男女に関しては、実用的な BSP あるいはその推定法が報告されている(横井ら, 1986; 阿江ら, 1992; 阿江, 1996)。しかし、日本人高齢者については屍体標本のデータが幾つかある(Mori and Yamamoto, 1959; Fujikawa, 1963) だけである。これらについても例数が少ない(60 歳以上の高齢者の屍体データは両研究をあわせても男性 3 体、女性 3 体である)ため、これらをもって日本人高齢者の代表値とすることには無理がある。さらに、これらの研究では慣性モーメントに関する報告はない。

このようにみても、日本人高齢者の生体に適用できる実用的な BSP あるいはその推定法はまだないようである。そのため、高齢者の動作の力学的解析においては、日本人青年や他人種の高齢者の BSP を用いるしかない。このことは高齢者の動作に関する研究をより精度良く行う上で支障をもたらすと考えられる。日本人高齢者の動作解析を精度良く行うためには、生体に適用できる実用的な BSP の提供およびその推定法の開発が望まれる。

2.4 要約

以上の文献研究をまとめると、以下ようになる。

- ① 高齢者では、加齢にともない歩行速度が低下する。歩行速度の低下は

歩数の低下よりも歩幅の低下により強く影響されており、左右の足の開きの増大、more flat-footed landing(接地時に足底の角度が小さい)、両脚支持期の延長、接地期の抜重の大きさの低下など、高齢者のバランス能力の低下を反映していると考えられる特徴をともなう。

- ② 高齢者では青年に比べて、歩行の stance 後期における足底屈筋群の concentric なパワーが低下しており、股関節屈曲筋群の concentric なパワーが大きい。また、歩行速度が増加しても足底屈筋群のパワーに変化がみられない。
- ③ 高齢者と青年の歩行を比較した先行研究では、両者の歩行速度が異なっていた。したがって、これらの比較から得られた両者の歩行の違いは加齢の影響により生じたと考えられると同時に、単に歩行速度が異なるために生じた結果であるかもしれない。
- ④ 高齢者の最大筋力は加齢にともない低下するが、最大筋力に関して報告されているデータのほとんどが、isometric あるいは isokinetic な筋力についてのものである。したがって、これらのデータは通常的身體運動中の筋の力学的機能を必ずしも反映しているとはいえない。
- ⑤ 動作分析において力学的パラメータを推定するためには BSP が必要であるが、現在、日本人高齢者については生体に適用できる実用的な BSP あるいはその推定法が存在しない。このことは、高齢者の動作の力学的解析を精度良く行う上で解決すべき問題の1つであると考えられる。

高齢者の動作に関する先行研究について検討した結果、歩行については、高齢者ではバランス能力の低下を反映した動作がみられるなどの知見が明らかになった。これらは主に青年との比較において導かれ

た結果であるが、青年と高齢者の歩行速度が異なるため、両者の動作の違いは単に歩行速度の違いによって生じたものかもしれない。

歩行以外の移動運動については、高齢者の動作の特徴はほとんど知られていない。また、高齢者の isometric あるいは isokinetic な最大筋力に関する報告は多いが、現在のところ、高齢者の身体活動中の筋の力学的機能を加齢と関連づけて報告したものは歩行においてわずかにみられるだけである。

さらに、高齢者の移動運動において、移動速度や力学的負荷の増大にともない、関節トルク、パワー、力学的エネルギーなどがどのように変化するかについては明らかにされていない。