

# Study on Mechanical Work in Vigorous Walking and Ventilatory Threshold during Treadmill Waling against a Horizontal Impeding Force

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/2297/40541">http://hdl.handle.net/2297/40541</a>

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



活動的歩行の機械的仕事およびトレッドミル水平負荷牽引歩行の  
換気性作業閾値に関する研究

東 章 弘

平成26年7月

博 士 論 文

活動的歩行の機械的仕事およびトレッドミル水平負荷牽引歩行の  
換気性作業閾値に関する研究

金沢大学大学院自然科学研究科

生命科学専攻

動態生理学講座

学 籍 番 号 0923032501

氏 名 東 章 弘

主任指導教員名 程 肇

## 目 次

略号と記号	… iii
List of Figures and Tables	… vi
1. Tables	… vii
2. Figures	… vii
参考論文	… viii
I. 緒言	… 1
II. 先行研究	… 6
1. 健康運動としての歩行に関する研究	… 7
2. 自らの動きによって活動性を高める歩行(強調歩行・活動的歩行)に関する研究	… 9
3. 外的負荷によって活動性を高める歩行(トレッドミル水平負荷牽引歩行)に関する研究	… 10
III. 研究目的及び検討課題	… 13
IV. 活動的歩行動作がトレッドミル歩行時の機械的仕事と酸素摂取量に及ぼす影響	…17
1. 目的	…18
2. 方法	…19
3. 結果	…28
4. 考察	…35

5. 要約	…37
V. トレッドミル上水平負荷牽引歩行の換気性作業閾値	…39
1. 目的	…40
2. 方法	…41
3. 結果	…45
4. 考察	…48
5. 要約	…49
VI. 討論	…50
VII. 総括	…55
参考文献	…58
付記	…67

## 略号と記号

$COM$	身体重心 (Center of mass)
$E_{TOTALBODY}$	各セグメントの機械的エネルギーの総和(全身の機械的エネルギー)
$m_i$	$i$ 番目のセグメントの質量
$h_i$	$i$ 番目のセグメントの質量中心位置の高さ
$i$	セグメントの番号
$V_i$	$i$ 番目のセグメントの質量中心の線速度
$\omega_i$	$i$ 番目のセグメントの角速度
$K_i$	$i$ 番目のセグメントの回転径
$g$	重力加速度
$H$	地面もしくは床からの $COM$ の高さ
$M$	全身の質量
$V_{COM}$	$COM$ の線速度
$V_{r,i}$	$i$ 番目のセグメントの $COM$ 周りの線速度
$W_{EXTERNAL}$	外的仕事 (External work)
$W_{INTERNAL}$	内的仕事 (Internal work)
$W_{TOTAL}$	総仕事 (Total work)
$E_{FORWARD}$	水平方向の運動エネルギー (Forward kinetic energy)
$E_{VERTICAL}$	鉛直方向の運動エネルギー (Vertical kinetic energy)
$E_{POTENTIAL}$	位置エネルギー (Potential energy)
$V_{VERTICAL}$	鉛直方向の線速度 (Vertical velocity)
$V_{FORWARD}$	水平方向の線速度 (Forward velocity)
$W_{VERTICAL}$	鉛直方向の仕事 (Vertical work)
$W_{FORWARD}$	水平方向の仕事 (Forward work)
$E_{RECOVERED}$	振り子の効率

ROM	関節角度変域 (Range of motion)
SL	歩幅 (Step length)
SF	単位時間あたりの歩数 (Step frequency)
$\dot{V}O_2$	酸素摂取量 (単位距離あたりの値)
HRmax	最高心拍数 (Maximum heart rate)
$\dot{V}_E$	換気量
$\dot{V}O_2$	酸素摂取量 (単位時間あたりの値)
$\dot{V}CO_2$	二酸化炭素排出量
$P_{ET}O_2$	終末期呼気酸素分圧
$P_{ET}CO_2$	終末期呼気二酸化炭素分圧
VT	換気性作業閾値 (Ventilatory threshold)
$\dot{V}O_2@VT$	VT 時の $\dot{V}O_2$
HR@VT	VT 時の心拍数
WR@VT	VT 時の水平負荷牽引による外的仕事率



## List of Figures and Tables

## 1. Figures

Figure 1. Schematic diagram of the research agenda.

Figure 2. Representative photograph sequences of normal walking (upper panel) and vigorous walking (lower panel).

Figure 3. Definitions for shoulder and elbow joint angles. The former was calculated as the range of motion (ROM) and the latter was averaged during a walking cycle.

Figure 4. Schematic diagram of the experimental set-up

Figure 5. Relationship between  $\Delta W_{\text{TOTAL}}$  (X) and  $\Delta \text{VO}_2$  (Y) at 1.11, 1.53, and 1.94 m/sec. Correlation coefficients were .93, .82, and .85, respectively ( $n = 6$ , all  $p < .05$ ).

Figure 6. A typical subject's response to ramp exercise test on horizontal load walking.

## 2. Tables

Table 1. Kinematic variables and step lengths in each walking condition and speed.

Table 2. Mechanical work variables in each walking condition and speed.

Table 3.  $\text{VO}_2$  (mL/kg·m) values in each walking condition and speed.

Table 4. Correlation coefficients between the results for each mechanical work variable and  $\text{VO}_2$  values at three walking speeds.

Table 5. Comparisons of oxygen uptake, heart rate, and work rate at ventilatory threshold (VT) between horizontal load walking and cycle ergometer exercise.

参考論文

本論文は、以下の論文を加筆・修正して構成されている。

- (1) Azuma A. Effects of a vigorous gait on mechanical work and oxygen uptake during treadmill walking. *Perceptual and Motor Skills*, (in press)
  
- (2) Azuma A. Oxygen uptake, heart rate, and work rate at ventilatory threshold for treadmill walking against a horizontal impeding force. *Health*, 5(12): 1993-1996, 2013.

## I. 緒 言

Morris and Hardman(1997)は、歩くことは大きな骨格筋の周期的、且つ、ダイナミックなエアロビクス活動であり、最小の副作用でさまざまな健康上の利益をもたらすと述べている。このことを裏付ける医科学研究は、彼らの報告や宮下(2003)の総説の中で数多く取り上げられており、概して、全身持久力や血清脂質の改善、減量効果、血圧の低下、脚筋パワーの向上、骨密度減少の抑制、姿勢安定性の改善などが示されている。

歩行は人間の基本的な移動運動形態のひとつであり、歩行周期の中に両足が接地している安定的局面、すなわち二重支持期(double support period)を有する点で走行と明確に区別される(Murray *et al.*, 1964)。さらに、歩行と走行にはエネルギー消費量における特徴的な違いが見受けられる。すなわち、歩行では、速度に対する単位距離、単位重量(体重)あたりのエネルギー消費量は4~5 km/hr 付近で最小値をもつU字カーブを描くのに対し(Workman and Armstrong, 1963; Martin and Morgan, 1992)、走行では単位距離、単位体重あたりの純エネルギー消費量が速度に関係なく一定(1 kcal/kg·km)であるとされる(Margaria *et al.*, 1963)。また、速い歩行では同速度における走行(jogging)よりも多くのエネルギーを消費する現象がみられることから(Margaria *et al.*, 1963)、歩行によって、(遅い)走行に匹敵するエネルギーを消費することが可能であるといえる。すなわち、歩行は走行に比べ、二重支持期によって安定性の確保された運動であり、且つ、消費するエネルギーを速度によって可変調節し得る運動様式であるとみなすことができる。さらに、歩行のエネルギー消費量は速度が2.36 m/sec では走行とほぼ同等であるが(Margaria *et al.*, 1963)、衝撃力(床反力)は走行と比較して小さい(Cavanagh and Lafortune, 1980; Chao *et al.*, 1983)。歩行と走行はどちらも健康づくりのために用いられてきた運動様式であるが、上記の理由から低体力者や高齢者をも含むあらゆる年齢層に広く受け入れられたのはむしろ歩行(ウォーキング)である。さらに、高峰(1999)は、我が国の人々がウォーキングを盛んに実施し始めている大きな動きについて概説し、その中で「息苦しくならない」、「スキルを必要としない」、「競技性がない」などの特性がウォーキングの実施を促す要因であると報告している。しかしながら、これまでに報告されているような歩行によってもたらされる健康上の利益の多くは

ゆっくりと歩くことを企図していない。すなわち、歩行に求められる運動刺激は散歩程度では弱すぎるという一般的な認識がある。習慣的な歩行者は  $1.78 \pm 0.19$  m/sec (平均 6.4 km/hr 相当) で歩いているという報告がある (Spelman *et al.*, 1993)。人間の快適な(普通の)歩行速度が概ね 4~5 km/hr 程度であり (Murray *et al.*, 1984; Himann *et al.*, 1988), その速度が加齢とともに減少傾向を辿ることを考えると (Himann *et al.*, 1988), Spelman *et al.* (1993) の報告するような習慣的歩行者のような歩行速度で健康運動を実践することは低体力者や高齢者にとっては負担であり, リスクを伴う可能性がある。このような課題を解決する方法のひとつが歩き方の工夫である。すなわち, 運動の効果を高める上で, 速度の増加を伴うことなく, 腕振りや歩幅を大きくするような動作を取り入れる方法が提案されている (Azuma, 2005; 吳と渡部, 2005)。Azuma (2005) はこれを *vigorous gait* (活動的歩行動作) と名付け, その動作を伴う歩行(活動的歩行)の酸素摂取量は普通の歩行よりも大きいことを報告した。速歩でなくともこのような歩き方がもたらす効果についての実践が期待される一方で, その動作の機序に関する基礎的な理解が必要となる。

一方, 様々な負荷を課すことによっても速度の増加を伴わずに歩行の運動量を高めることができる。例えば, 鉛直方向の負荷として上り坂を歩く登坂歩行 (Montoye *et al.*, 1985) やウェイトを伴う荷重歩行 (Graves *et al.*, 1988) などによって呼吸代謝が促進される。これらの運動では重力に抗する筋活動が要求される。これに対してトレッドミル上での水平負荷牽引(以下, トレッドミル水平負荷法と略記する)による移動運動は, 推進に必要な筋群をターゲットとし, 水平移動を阻害する負荷に抗することによって筋活動を高める負荷運動である。活動的歩行は意識的に自らの動きを変化させ, 負荷要素を自ら生み出す能動的な作業であるのに対し, トレッドミル水平負荷法による歩行は与えられた負荷に対する作業という点で受動的な作業といえる。いずれも水平歩行の呼吸代謝を高めるため, 有酸素性作業としてのトレーニングへの応用可能性が期待されるものの, 後者はもともとそのような視点で発案された手法ではない。トレッドミル水平負荷法は Lloyd and Zacks (1972) によって開発されたが, 彼らの研究を含め, それ以降に報告されたトレッドミル水平負荷法

による移動運動(歩行・走行・自転車駆動)の研究のほとんどは機械的効率を算出することが目的であった。これらの研究によって、人間の移動運動時の筋の効率的特性が議論された(Lloyd and Zacks, 1972; Asmussen and Bonde-Petersen, 1972; Zacks, 1973; Bijker *et al.*, 2001)。

トレッドミル水平負荷法による移動運動の研究においては、負荷(仕事率)の増加率とエネルギー消費量の増加率との直線関係が効率計算の基礎となっていることから、負荷の増減によって呼吸応答を調節し、期待するエネルギー消費量を導くことができるということは明白である。したがって、トレッドミル水平負荷法は自転車エルゴメーター作業のようなエルゴメトリー(ergometry: 運動力測定)になりかわり、トレーニング手段としても活用できる可能性がうかがえる。近年の運動処方においては、自転車エルゴメーター作業による運動負荷試験によって、最大酸素摂取量や換気性作業閾値が測定され、それらは競技選手のみならず、健康増進を目的としたあらゆる年齢層の人びとの有酸素性トレーニングの指標として役立てられている(三浦, 1996)。とりわけ、換気性作業閾値は最大乳酸定常(Maximal lactate steady state; Mader and Heck, 1976)を与える運動強度であることが実証されている(宮下ほか, 1989)。換気性作業閾値とは、血中乳酸の急激な上昇を伴わずに身体的負担の少ない有酸素性運動の強度の上限を意味し、安全な有酸素性トレーニングを行う水準として活用できるパラメーターであるといえる(三浦, 1996)。トレッドミル水平負荷法をエルゴメトリーとして位置づけ、その方法による換気性作業閾値が測定されれば、それを目安としたトレッドミル水平負荷牽引歩行によって安全で有効な身体トレーニングを行うことができる可能性がある。すなわち、特別なテクニックを必要とせず、誰もが取り組めるような普通の歩行速度において、負荷の設定如何で期待する運動量を得ることが十分に可能であると考えられる。

このように、一般的な認識としては、歩行の速度は走行よりも遅く、歩行のエネルギー消費量は走行よりも小さい。しかしながら、速歩のエネルギー消費量は遅い走行に匹敵する。加えて、両足が接地する局面(二重支持期)によって安定性があり、且つ、着地衝撃が少ない歩行が走行よりも安全性の高い健康運動として奨励されているが、その一方であら



ゆる年齢層の人びとが必ずしも速歩を容易に実施できるわけではないことも事実である。とりわけ、高齢者の速歩と転倒との関連(Kelsey *et al.*, 2012)や速歩によるトレーニングと整形外科的な障害との関連(Carroll *et al.*, 1992)が指摘されていることから、何より安全実施に重点を置くならば、速歩でなく快適な普通速度(4~5 km/hr 程度)での歩行技法の開発が待たれてやまない。このような速度における歩行トレーニングの実現は、先に述べた2つの方法において期待される。すなわち、(1)自らの動きによって活動性を高める歩行(活動的歩行)や、(2)外的負荷によって活動性を高める歩行(トレッドミル水平負荷牽引歩行)である。前者については、腕振りや歩幅を大きくするといった四肢の動きを強調することによって酸素摂取量を大きくするという報告(Azuma, 2005)に基づき提案されるが、それがどのような力学的仕組みの下でもたらされるのかは明らかにされていない。換言すれば、エネルギー消費量を増大しうる力学的出力に関する情報が得られていない。一方、後者については、トレッドミル水平負荷牽引が相応する呼吸代謝反応を導き、負荷とエネルギー消費量との間の関係(効率)は明らかとなっているものの、健康運動水準について検討された報告はなく、外的負荷が適度な運動刺激を与えることの生理学的解釈について基礎的理解に乏しい。すなわち、人間の基本的な日常生活動作のひとつであり、且つ、健康づくりの代表的運動様式である歩行における歩き方の工夫(活動的歩行)やトレッドミル水平負荷牽引歩行について、体力のみならず歩行能力の維持・向上に資する基礎的な情報を得ることは、運動不足社会において活力ある健康生活を支援する方策につながる意味で社会的意義がある。

本研究の目的は、腕振りや歩幅を大きくして歩く活動的歩行動作の機序を機械的仕事の観点からバイオメカニクス的に明らかにすること、ならびにトレッドミル水平負荷牽引歩行の運動生理学的な特徴を換気性作業閾値の観点から明らかにすることであった。

## II. 先行研究

歩行は元来、人間の移動手段のひとつに過ぎず、日常生活の基本動作として位置づけられているが、近年、歩行が健康づくりのための運動(健康運動)として広く普及している。その背景には、それ以前の主要なトレーニング手段であった走行と比較して多くの利点を有することが背景となっている。また、歩行による効果を高めるためには速い速度が求められてきたが、その一方で速度増に依存しない歩行技法の開発が期待される。

以下、歩行による健康づくり意識の高まりと歩行のエネルギー論的視点からの研究について「1. 健康運動としての歩行に関する研究」に、速度増に依存しない歩行技法に関する研究について「2. 自らの動きによって活動性を高める歩行」および「3. 外的負荷によって活動性を高める歩行」に、これまでに明らかとされている知見をそれぞれ整理する。

## 1. 健康運動としての歩行に関する研究

エネルギー消費量からみて歩行の運動刺激は走行よりも小さいという観点から(Bhambhani and Singh, 1985), かつてはもっぱら走行によるトレーニングによって心肺持久性の向上や減量をはじめとする健康上の効果(Gettman *et al.*, 1979; Tagliaferro *et al.*, 1986; Marti, 1991)が期待された。しかしながら、いわゆるランニングや大衆マラソンが隆盛を極めた頃から、走行に起因する関節障害(Pollock *et al.*, 1977; Marshall, 1978; Nilsson, 1982)や心臓発作などの死亡事故(Roydhouse, 1979; Thompson *et al.*, 1979)が報告されるようになり、より緩やかな運動としての歩行が注目された。遅い走行(ジョギング)と同等の速度での歩行は、走行と比較して衝撃力(床反力)が小さいが(Nilsson and Thorstensson, 1989; Keller *et al.*, 1996), 走行に匹敵するエネルギーを消費できることが既に知られていた(Margaria *et al.*, 1963; Martin and Morgan, 1992)。安全な健康運動志向が基礎となって、走行にかわる運動様式として歩行がトレーニングの手段として用いられるようになり、その効果に関する研究が盛んに報告されるようになった(Morris and Hardman, 1997; 宮下, 2003)。かつてのジョギング愛好者のように習慣的に歩行をする人びと(習慣的歩行者)が現れて久しい(Spelman *et al.*, 1993; 高峰, 1999)。

習慣的歩行者が取り組むような歩行はいわゆる散歩とは異なり、速度も速く (Spelman *et al.*, 1993), 腕や脚の動きもより活動的である (Yanker, 1987; Azuma, 2005). すなわち、散歩程度の速度では健康上の利益は小さいという一般的な認識があり、活動的要素を伴った速歩によって健康上の利益を得るのに十分な運動量を確保する視点が培われてきた. こうした歩行は欧文文献中では *brisk walking* と表現されている (Hardman *et al.*, 1989; Stensel *et al.*, 1994; Brooke-Wavell *et al.*, 1998; Brooke-Wavell *et al.*, 2001; Murphy and Hardman, 1998; Paillard *et al.*, 2004). また、わが国では「エクササイズウォーキング」と呼ばれ (Yanker, 1987), やや速い速度とともに大きな腕振りや大きな歩幅を伴う活発な歩行として捉えられている. このような歩行 (*brisk walking*/エクササイズウォーキング) の健康・体力に及ぼす効果については、座りがちな男女を対象としてこれまでに多くの研究がある. 例えば、全身持久力の改善 (Murphy and Hardman, 1998; Stensel *et al.*, 1994), HDL コレステロールの増加 (Hardman *et al.*, 1989), 体重や体脂肪の減少 (Stensel *et al.*, 1994; Ready *et al.*, 1995), 閉経後の女性の骨量減少の程度を小さくすること (Brooke-Wavell *et al.*, 2001), 姿勢の安定性やバランス向上 (Brooke-Wavell *et al.*, 2001; Paillard *et al.*, 2004) などが報告されている.

一方、歩行は運動技術的障壁が低いことから、低体力者や高齢者も比較的安全に取り組むことのできる運動様式であるといえる (Morris and Hardman, 1997). とりわけ、わが国では高齢者の「寝たきり」が深刻な問題のひとつとなっており、転倒やそれに伴う骨折の予防 (Komatsu *et al.*, 2006) の観点から自己の身体を移動する基本的な能力の維持・向上が積極的に求められ、虚弱高齢者の転倒予防に対する歩行トレーニングの効果も明らかになってきた (Faber *et al.*, 2006). その一方で、高齢者の速歩と転倒との関連 (Kelsey *et al.*, 2012) や速歩によるトレーニングと整形外科的な障害との関連 (Carroll *et al.*, 1992) が指摘されている.

移動運動 (歩行・走行) におけるエネルギー消費量は、その機械的仕事 (出力) を営むための入力であるとみなせる. すなわち、歩行と走行における酸素摂取量またはエネルギー消費量の差異は基本的には出力の違いによって生じるものであり、さらに各々の移動様式にお

いて機械的仕事は速度の増加に伴って増大する。エネルギー消費量と機械的仕事が同じ単位で表されるとき、出力/入力によって機械的効率が求められる。機械的仕事の計算法によって求められる効率にばらつきはあるものの、安静立位代謝を差し引いた純エネルギー消費量を分母にして求めた歩行・走行の(純)効率は、歩行では約30~40%(中程度の速度で極大値を有する)、走行では約50%もしくはそれ以上であり(Willems *et al.*, 1995)、自転車駆動時の効率(25%以下; Dickinson, 1929)よりも大きい。この理由として、歩行・走行ともに(負の仕事相において)筋や腱に蓄えられる弾性エネルギーが続く筋収縮時に再利用されることが考えられている(Lloyd and Zacks, 1972; Zacks, 1973; Asmussen and Bonde-Petersen, 1974; Cavagna and Kaneko, 1977; Willems *et al.*, 1995)。このように、移動運動のエネルギー消費量(もしくは酸素摂取量)を出力(機械的仕事)との関連から捉えるエネルギー論的研究は移動運動のメカニズムに関する最も基礎的な視点である。また、興味深いこととして、歩行時の機械的仕事の個人差と酸素摂取量の個人差とが関連していることが報告されている(Burdett *et al.*, 1983)。

## 2. 自らの動きによって活動性を高める歩行(強調歩行・活動的歩行)に関する研究

運動指導においては、brisk walking にみられるような活動性の高い動き(大きな腕振りや大きな歩幅)を普通の(速度の)歩行に意図的に取り入れ、運動刺激を高めようとする手法がある。

呉と渡部(2005)は「最大速度歩行」、「大股歩行」、踵から着地を行う「踵着地歩行」および上肢の前後の振幅を意識的に行う「腕振り歩行」の4つの歩行様式を「強調歩行」と呼び、高齢女性におけるそれぞれの歩行時の歩行動作を分析した。この研究の目的は高齢者の歩行能力を維持するためのトレーニング方法としての基礎資料を得ることであった。その結果、「最大速度歩行」を除く他の3つの強調歩行のトレーニングによって、高齢女性の歩行比(ステップ長/歩調)は健康成人の自然歩行に相当する値に改善した。すなわち、速歩によらずとも、歩幅を大きく広げることや腕振りを大きくすることは歩行能力の低下した

者の動作を改善する可能性が示唆された。また、Azuma (2005)は、歩幅を広げたり、腕振りを大きくしたりする動作を *vigorous gait* (活動的歩行動作) と呼び、同じ速度で普通の歩行時と活動的歩行動作を伴う歩行 (活動的歩行) 時の酸素摂取量を比較した。活動的歩行における被験者の動きの個人差はあるものの、平均的には活動的歩行動作による歩行時の酸素摂取量は普通の歩行時よりも大きく、且つ、普通の歩行と比較した差分としての個人差は歩幅の個人差と有意な相関を示した。このように強調歩行による歩行能力向上や活動的歩行の大きな酸素摂取量に関する知見は得られているが、移動運動としての基礎的なメカニズムである機械的仕事の観点から、それらの出力を評価した研究はない。

一方、*brisk walking*、エクササイズウォーキング、活動的歩行、および強調歩行なる4つの歩行様式に関する表現が本論文で示され、混用しがちであると考えられるため、各々の用語の位置づけについて以下に示す。*brisk walking* とエクササイズウォーキングはほぼ同義であり、速歩で、且つ、それに伴って大きな腕振りや歩幅を意識した歩行を指すものである。活動的歩行 (*vigorous walking*) は速歩だけでなく普通の (快適な) 速度での歩行においても大きな腕振りや歩幅を意識する歩行を指す。前述のように、強調歩行は「最大速度歩行」、「大股歩行」、「踵着地歩行」および「腕振り歩行」の4つを指し、最大速度歩行は最大努力での速歩、それ以外の3つは各々動作面での特徴を有する歩行である (吳と渡部, 2005)。

### 3. 外的負荷によって活動性を高める歩行 (トレッドミル水平負荷牽引歩行) に関する研究

トレッドミル水平負荷法は、機械的効率 (*mechanical efficiency*) を求めるために開発された一種のエルゴメトリーである。すなわち、トレッドミル水平負荷牽引歩行では、あたかも自転車エルゴメーター作業のように、歩行速度を一定とした条件で (動作の変更なく) 規定する仕事率 (負荷 × 速度) を与えることができる。

この実験手法の前身となったのが Pugh (1971) の研究である。彼は送風機によってトレッドミル上で歩行および走行をする被験者に対して前方から風抵抗を与え、風抵抗を水平

負荷とした仕事率の増加率とエネルギー消費量の増加率との比から効率(Apparent efficiency)を計算した。その翌年, Lloyd and Zacks (1972)は, トレッドミル走行において被験者の腰部に付けたベルトからワイヤーによって水平後方に滑車を介して錘をかけ, これを水平負荷として Apparent efficiency を求めた。この方法がその後のトレッドミル水平負荷法として一般的な手法となった。機械的効率には種々の計算法があり, Apparent efficiency は多段階負荷漸増法によって導かれる呼吸代謝反応において, エネルギー単位を同じくした仕事率(X: 錘の質量×トレッドミル速度)とエネルギー消費量(Y)による回帰直線( $Y = aX + b$ )の傾きの逆数( $1/a$ )に 100 を乗じて計算される (Lloyd and Zacks, 1972)。Asmussen and Bonde-Petersen (1974)はトレッドミル水平負荷法による歩行と走行を, Zacks (1973)は走行と自転車駆動を行わせ, それぞれ Apparent efficiency を求めた。これらの研究によって, Apparent efficiency は走行, 歩行, 自転車駆動の順で高く, とりわけ走行における筋の弾性エネルギー再利用説が支持された。また, Donovan and Brooks (1977)は水平負荷牽引歩行における負荷や速度の条件の違いによって種々の機械的効率(Work efficiency, Delta efficiency, Instantaneous efficiency)を求め, 算出されたそれぞれの効率が速度や負荷の増加に伴って減少することを報告した。Work efficiency は無負荷(unloaded)時をベースラインとしたエネルギー消費量を用いて, Delta efficiency は機械的仕事の変化量に対するエネルギー消費量の変化量の比として, Instantaneous efficiency は機械的仕事とエネルギー消費量との関係式からそれぞれ効率を求める(詳細は Donovan and Brooks (1977)を参照)。また, Yano (1989)や Biker *et al.* (2001)は歩行における垂直方向の負荷(重力に抗する歩行; いわゆる登坂歩行)と水平負荷の違いを Delta efficiency よって調べたが, 効率に負荷の種類の違いはみられなかったと報告している。Cooke *et al.* (1995)は成人と少年におけるトレッドミル水平負荷牽引走行時の Apparent efficiency の違いを調べ, 両者に差異は認められないと報告している。さらに, 東と山本(2000)は下駄を履いた場合の歩行の Apparent efficiency をトレッドミル水平負荷法を用いて調べた結果, 下駄を履いた場合の効率は低いことを報告し, 歩行の効率に対する履物の影響を認めた。

以上のような研究経緯の中で、エネルギー消費量と水平負荷との直線的な関係が認められてきたが、この外的負荷をトレーニングとして利用しようとした研究意図がなかったため、健康づくりに適した水準を調べる試みはなされてこなかった。一方、自転車エルゴメーター作業においては、健康度測定(健康診査)においても測定されている換気性作業閾値(Ventilatory threshold, VT)が安全で有効なトレーニング水準として広く認知されている(三浦, 1996)。Ventilatory threshold という用語は Jones and Ehrsam (1982)によって初めて用いられ、それは「漸増運動負荷試験中、等炭酸的な換気高進が開始される時点の運動強度」として定義される(山本と宮下, 1989)。また、それが最大乳酸定常(Maximal lactate steady state; McGrail *et al.*, 1978)を与えること、すなわち、血中乳酸濃度が継続的に上昇せずに行える運動強度であることも実証されている(宮下ら, 1989)。このため、VTは身体に過度な負担を与えず、且つ、全身持久性の改善に資するトレーニング水準であると位置づけられる(三浦, 1996)。加えて、VTは運動時の血中乳酸の蓄積に関連する不快感を最小にする水準であるとの報告もある(Swaine *et al.*, 1995)。しかしながら、一種のエルゴメトリーとして捉えられるトレッドミル水平負荷牽引歩行におけるVTの報告例はまだない。



### Ⅲ. 研究目的及び検討課題

歩行の運動生理学およびバイオメカニクス的な研究は数多いが、活動的歩行に関する報告は未だわずかである。特に、エネルギーの入力(酸素摂取量)に関する報告(Azuma, 2005)はあるが、出力(機械的仕事)に関しては調べられていない。活動的歩行の入力としてのエネルギー消費量がどのような力学的な仕組みによって導かれるのかを明らかにするには機械的仕事の観点から検討することが不可欠である。エネルギーの入出力のメカニズムの理解は、もたらされる運動効果の解明につながることとなり、運動指導者への基礎的情報の提供となる。Azuma (2005)の報告によれば、活動的歩行における歩幅の拡大は速い歩行では観察されないことから、活動的歩行の機械的仕事を異なる速度において明らかにすることも必要である。また、活動的歩行が数量的規定のない抽象的な概念にしたがう動きであることを踏まえると、機械的仕事に個人差が生ずることは容易に想定されるため、その個人差について酸素摂取量(入力)との関連を調べることは、活動的歩行の機械的仕事と費やされるエネルギーとの関係を明らかにする上で重要な視点である。このように、「自らの動きによって活動性を高める歩行」として活動的歩行を位置づけ、活動的歩行と自然歩行との機械的仕事の差異を明らかにした上で、その差異と酸素摂取量との関連から、入力(酸素摂取量)に出力(機械的仕事)がどのような影響を与えるのかについて検討する(図 1)。

一方、トレッドミル水平負荷牽引歩行における換気性作業閾値(VT)の検出は、安全で有効な有酸素運動水準の存在を明らかにする試みであり、且つ、トレッドミル水平負荷牽引歩行による身体トレーニングへの応用可能性を探るきっかけとなる。自転車エルゴメーター作業によるVTの測定は今や健康度測定(健康診査)に位置づけられるほど一般化され、導かれる変量(測定項目)は個々人にフィードバックされて活用されている現状にある(三浦, 1996)。しかしながら、VTは運動様式によって異なることが報告されていることや(Bunc and Leso, 1993; Hoffmann *et al.*, 1993)、高い再現性が自転車エルゴメーター作業において報告されていることから(Davis *et al.*, 1979; Caiozzo *et al.*, 1982; Prud'homme *et al.*, 1984)、トレッドミル水平負荷牽引歩行のVTを検討するにあたってはこれらの点を明らかにする必要がある。すなわち、「外的負荷によって活動性を高める歩行」としてトレッドミ

ル水平負荷牽引歩行を位置づけ、自転車エルゴメーター作業時の VT との比較からトレッドミル水平負荷牽引歩行時の VT の特徴を調べるとともに、トレッドミル水平負荷牽引歩行時の VT について自転車エルゴメーターで報告されているのと同程度の再現性が認められるかどうかを明らかにし、トレーニング手段としての実用可能性を検討する(図 1)。

以上のことから、本研究では以下の 2 つを検討課題とする。

(1) 活動的歩行と自然歩行の機械的仕事と酸素摂取量を比較し、その差異がどのような機序によって導かれるのかを明らかにする。また、活動的歩行の機械的仕事(出力)の個人差と酸素摂取量(入力)の個人差との関連から、活動的歩行の機械的仕事が酸素摂取量に与える影響について検討する。

(2) トレッドミル水平負荷牽引歩行時と自転車エルゴメーター作業時の換気性作業閾値(VT)を求め、その時の酸素摂取量、心拍数、および水平負荷牽引による仕事率について比較する。また、トレッドミル水平負荷牽引歩行時の VT の再現性を明らかにし、トレーニング手段としてのトレッドミル水平負荷牽引歩行の実用可能性を検討する。

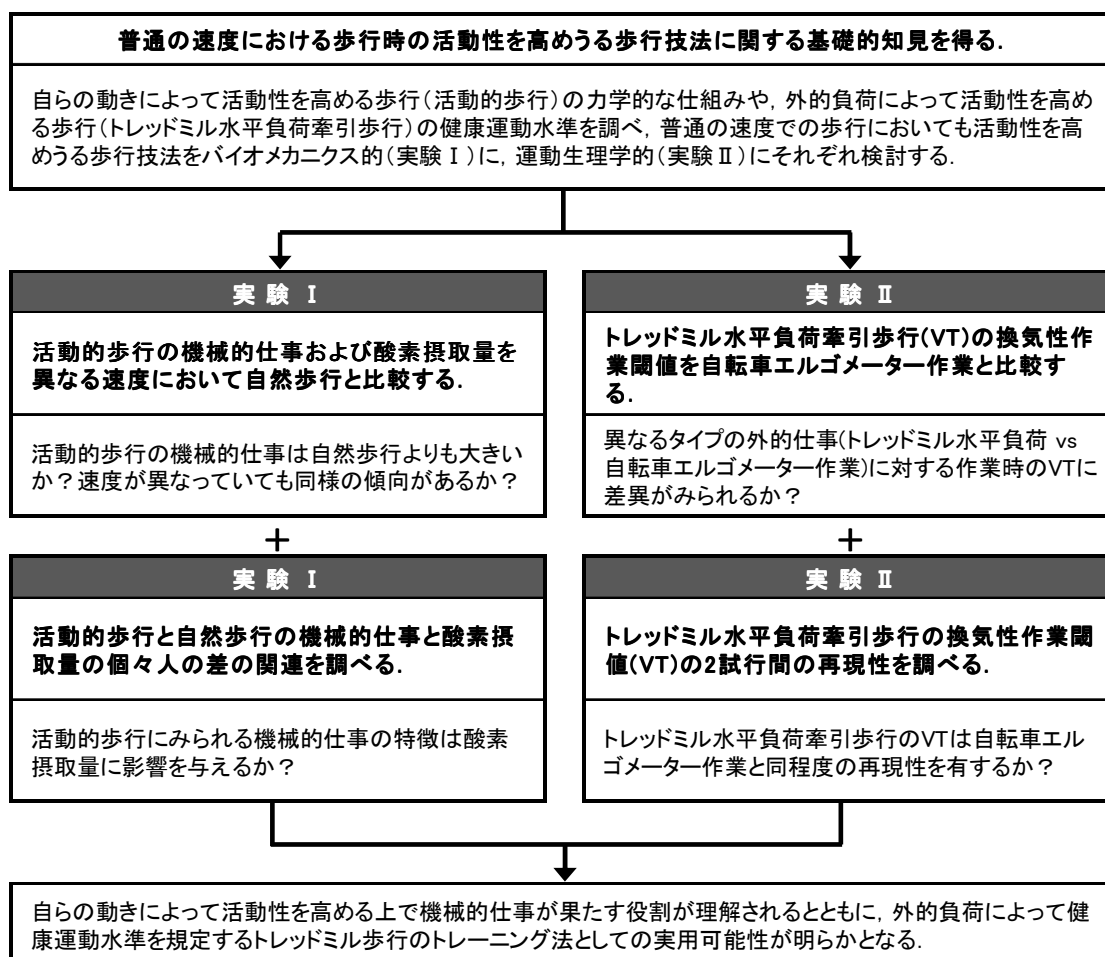


Figure 1. Schematic diagram of the research agenda.

#### IV. 活動的歩行動作がトレッドミル歩行時の機械的仕事と酸素摂取量に及ぼす影響

## 1. 目的

歩行は、身体運動として高いスキルを要求せず、誰もが日常的に取り組みやすい安全性の高い運動であり、有酸素性トレーニングの手段として中高年者、低体力者、およびリハビリテーションにおいて幅広く実践されている (Morris and Hardman, 1977)。また、近年、brisk walking と呼ばれるやや速いペースを意識した活動的な歩行が健康づくりのためのトレーニング法として広く実践されている (Hardman *et al.*, 1989; Stensel *et al.*, 1994; Brooke-Wavell *et al.*, 1998; Murphy and Hardman, 1998)。このような歩行運動のことを、日本では「エクササイズウォーキング」とも呼び、その動きには大きな腕振りや大きな歩幅をといった活動的動作が観察され、同速度での自然歩行と比較して大きな酸素摂取量が導かれることが報告されている (Azuma, 2005)。

移動運動は、一般に、出力としての機械的仕事と入力としてのエネルギー代謝によってエネルギー論的に評価される (Williams, 1985a)。前者は、外的仕事と内的仕事との和(総仕事)として表され、後者は酸素摂取量によって代表される。歩行や走行の出力と入力の程度が同じ単位で明らかになれば、筋の出入力特性としての機械的効率(出力/入力)が求められる。このような観点からなされた研究はこれまでに数多いが (Cavagna and Kaneko, 1977; Zarrugh, 1981; Heglund *et al.*, 1982; Willems *et al.*, 1995; Lejeune *et al.*, 1998)、活動的歩行時の機械的仕事に関する研究はなされていない。活動的歩行を機械的仕事の観点から評価することは、健康づくりのために広く実践されている歩行様式 (brisk walking/エクササイズウォーキング) についてのバイオメカニクスの基礎資料となると考えられる。

さて、Azuma (2005) は活動的歩行時の酸素摂取量(入力)が普通の歩行時よりも大きいことを報告しており、その原因としては活動性を高める動きによって活動的歩行時の出力である機械的仕事が多いことが予想される。Azuma (2005) はまた、速い歩行では活動的歩行動作としての大きな歩幅が観察されないことを報告していることから、活動的歩行時と普通の歩行時の機械的仕事の差は速度によって異なることが考えられる。加えて、歩行時の機械的仕事の個人差と酸素摂取量の個人差とが関連することが知られていることから

(Burdett *et al.*, 1983), 活動的歩行時の機械的仕事における個人差が酸素摂取量に影響する可能性がある。本研究ではこれらを仮説としてその検証を試みた。

したがって、本研究の目的は、異なる速度における活動的歩行時の機械的仕事と酸素摂取量を普通の歩行時と比較するとともに、個人差の観点から、2つの動作間の機械的仕事の差と酸素摂取量の差との間の関連を明らかにすることであった。

## 2. 方法

### 2-1. 被験者

被験者は、健康づくりのための運動指導に従事している男性6名であった[年齢:  $28.5 \pm 3.9$  歳, 身長:  $1.68 \pm 0.49$  m, 体重:  $64.5 \pm 7.2$  kg (平均  $\pm$  標準偏差)]. なお、ヘルシンキ宣言の主旨にしたがい、すべての被験者に対して研究内容、危険性、および危険性に関する十分な説明を行い、実験参加の同意を得た。なお、被験者にはあらかじめ、運動中に不快感を覚えた場合や大きな疲労を感じた場合だけでなく、被験者自身の意欲が低下した場合でも与えられた課題を自由に中断できることを伝えた。また、呼気ガスサンプリング用のマスクによる息苦しさやトレッドミル上での転倒のリスクなどの情報を事前に与えた。さらには、複数の検者によって想定外の事故にも対応できるよう安全実施に最大限の注意を払った。

### 2-2. 実験手順

被験者は、トレッドミル上にて、1.11, 1.53, および 1.94 m/sec (4.0, 5.5, および 7.0 km/hr) の速度で普通の(自然な)歩行(Normal walking; 自然歩行)と活動的歩行(Vigorous walking)を行った。本研究では Azuma (2005) の研究と同じ3つの速度を用いた。現実的には 1.11 m/sec より遅いと活動的歩行動作を行うことが困難であることを予備実験によって確かめた。また、1.94 m/sec は一般的に速い歩行(速歩)として位置づけられる (Murray, *et al.*, 1985)。

自然歩行においては動作について特別な指示を与えなかったが、活動的歩行においては

運動指導者である各々の被験者がエクササイズウォーキングを指導する上で師範するような動作として実施させた(図2)。すなわち、活動的歩行においては、大きな腕の振りと歩幅を意識し、且つ、腕を大きく振る際に肘を適度に曲げるよう指示した(Azuma, 2005)。機械的仕事の分析のためのビデオ撮影と酸素摂取量の測定のためのトレッドミル歩行は別々に行った。前者については、歩行時間は3分とし、被験者の右側方10mの位置に設置したビデオカメラによって最後の15秒間に矢状面の動きを30 frames/secで撮影した。後者については、歩行時間は5分間とし、最後の1分間の酸素摂取量を測定した。

### 2-3. 機械的仕事の算出

#### 1) 画像処理

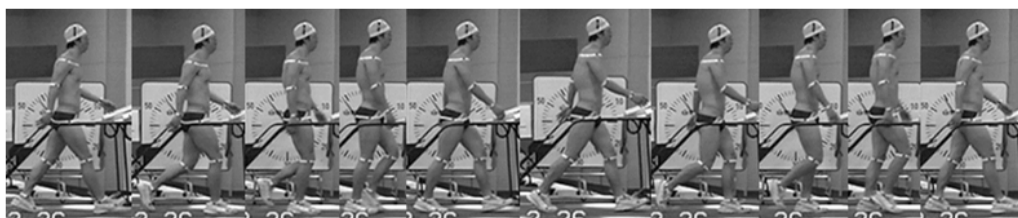
ビデオの画像は640×480 pixelでパソコン(NEC, PC-9821V200)に取り込み、歩行の完全な3サイクルを30 frames/sec毎にデジタル化し、頭・頸部、体幹、上腕、前腕、手、大腿、下腿、および足をセグメントとする身体各部位のマーカー位置を矢状面の2次元座標として求めた。なお、トレッドミル上では被験者は走行するベルトの上を移動し、ビデオにおいては同じ位置にとどまる動き(歩行サイクル)として撮影されるので、各々の座標は、設定速度でそれぞれ前方に水平移動しているものとみなし、フレーム毎に相応する水平移動距離(座標換算)を各座標に加算した。左右方向の変位がセグメントの速度に対する関与は無視できる程度に小さいため(Williams, 1985b)、本研究ではそれを考慮しなかった。

各座標については、最適遮断周波数を決定し(残差分析法)、4次のButterworth low-pass digital filterにより平滑化した。実際には、座標によって2.6~4.9 Hzの範囲の遮断周波数を用いた。その後、身体重心(Center of mass; COM)、外的仕事、および内的仕事を求めた(「身体重心」を正確に表記するならば「身体合成重心」または「身体合成質量中心」とすべきであるが、直感的な理解を助けるとともに後述の各セグメントの質量中心との区別を明確にするため、単に「身体重心」と表記する)。平滑化手法ならびにCOM、外的仕事、およ



び内的仕事の算出の基礎となる各セグメントの質量，質量中心，および回転径(Radius of gyration)の係数については Winter (1990)の書にしたがった.

**Normal Walking**



**Vigorous Walking**

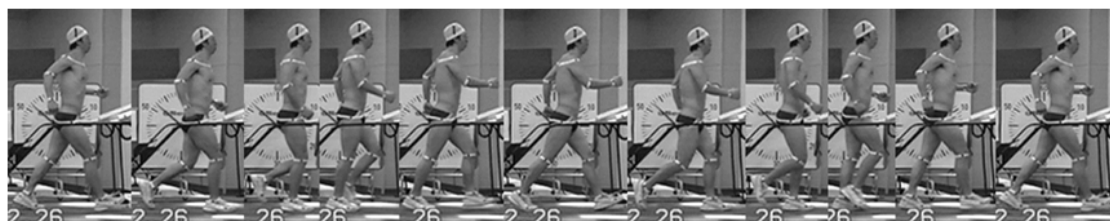


Figure 2. Representative photograph sequences of normal walking (upper panel) and vigorous walking (lower panel).

## 2) 機械的仕事の定義

Willems *et al.* (1995)によれば、(詳細は異なるが)歩行の機械的仕事に関する多くの研究では次のような三種類の計算方法のいずれかが用いられている。すなわち、(1)関節周りの筋パワーの測定、(2)身体セグメントの各々のエネルギー変化の分析、(3)全身の *COM* のエネルギー変化と身体セグメントの *COM* 周りのエネルギー変化の分析、である。身体の総エネルギー水準はこれら3つの方法において同じ値になる (Willems *et al.*, 1995)。このように、移動運動における筋-腱の機械的仕事は、理論的に *COM* の機械的エネルギーと *COM* 周りの身体セグメントの動きによる運動エネルギーから計算できる(上記の三番目の手法)。加えて、Willems *et al.* (1995)は、この三番目の手法は移動運動の力学およびエネルギー論に基礎的な視点を与えると述べている。それらの計算方法については、Willems *et al.* (1995)の報告の中に詳述されているが、ここではその主要な算式と説明を抜粋して以下に示す。

各々質量( $m_i$ )を持つ一定数の剛体セグメントによる全身のエネルギー水準( $E_{\text{TOTALBODY}}$ )は、外界に対する各々のセグメントの位置エネルギーと運動エネルギーから計算することができる。

$$E_{\text{TOTALBODY}} = \sum_{i=1}^n (m_i g h_i + \frac{1}{2} m_i V_i^2 + \frac{1}{2} m_i K_i^2 \omega_i^2), \quad (1)$$

$h_i$  と  $V_i$  は  $i$  番目のセグメントの質量中心の外界(地面 or 床)に対する高さ(線速度)を、 $\omega_i$  と  $K_i$  は角速度と  $i$  番目のセグメントの質量中心周りの回転半径(radius of gyration)を、 $g$  は重力加速度を示す。

*COM* の高さ( $H$ )は、セグメントのデータから次のように整理できる。

$$\sum_{i=1}^n m_i g h_i = M g H. \quad (2)$$

この式は、各々のセグメントの鉛直方向の変位を打ち消し合うことを意味する。

外界に対する各セグメントの線速度は  $V_i = V_{COM} + V_{r,i}$  ( $V_{COM}$  は外界に対する  $COM$  の速度,  $V_{r,i}$  は  $i$  番目のセグメントの質量中心の  $COM$  周りの線速度を示す) となり, 身体の並進運動エネルギーは次のように記述できる.

$$\frac{1}{2} \sum_{i=1}^n m_i V_i^2 = \frac{1}{2} M V_{COM}^2 + \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n m_i V_{r,i}^2. \quad (3)$$

したがって, 回転運動エネルギーを含めた各瞬間の身体のエネルギー水準は次のように表される.

$$E_{TOTALBODY} = MgH + \frac{1}{2} M V_{COM}^2 + \sum_{i=1}^n \left( \frac{1}{2} m_i V_{r,i}^2 + \frac{1}{2} m_i K_i^2 \omega_i^2 \right). \quad (4)$$

式 2 と 3 から, 式 1 と 4 における位置エネルギーと運動エネルギーに関する式は等価である (Willems *et al.*, 1995).  $COM$  のエネルギー/時間曲線は式 4 の最初の 2 つの項目の代数の合計として表される ( $MgH + 1/2 M V_{COM}^2$ ). 生じた曲線(エネルギー/時間曲線)の増分の合計は外的(正)仕事 ( $W_{EXTERNAL}$ ) と呼ばれる. 外力は外界に対する  $COM$  の機械的エネルギーを増加させるのに必要であるという理由から, 外的仕事の概念は古くから用いられてきた (Cavagna *et al.*, 1963; Cavagna *et al.*, 1976; Cavagna and Kaneko, 1977; Heglund *et al.*, 1982; Aleshinsky, 1986). これに対して,  $COM$  周りの各セグメントの速度によって生じるエネルギー/時間曲線は, 式 4 の最後の項目によって示される.  $COM$  周りの速度から計算されるすべての身体セグメントによるこの曲線の増分の合計は内的(正)仕事 ( $W_{INTERNAL}$ ) とみなされる.  $W_{INTERNAL}$  (エネルギー/時間曲線の増分の合計) は  $COM$  周りの四肢の加速に必要な. Willems *et al.* (1995) は移動運動における筋-腱のなす仕事のエネルギー転移は, 肢間もしくは四肢と  $COM$  との間でなく, 同じ肢のセグメント間に含まれるとする計算が最も正確であると報告している. このため, 本研究では彼らの手法を  $W_{INTERNAL}$  と総仕事 ( $W_{TOTAL}$ ) の計算に採用した. すなわち,  $W_{EXTERNAL}$  と  $W_{INTERNAL}$  は別々に計算し, それらの合計を  $W_{TOTAL}$  とした. エネルギー変化(増分)の合計として計算した  $W_{EXTERNAL}$  と  $W_{INTERNAL}$  は単位重量(体重), 単位距離によってそれぞれ除して表した ( $J/kg \cdot m$ ).

### 3) 歩行の振り子モデルとしての‘ $E_{RECOVERED}$ ’の計算

歩行時に、 $COM$ の前方への動きのための運動エネルギー( $E_{FORWARD}$ )は、 $COM$ の鉛直成分の動き( $E_{VERTICAL}$ )と位置エネルギー( $E_{POTENTIAL}$ )の合計と、位相を異にしている(Cavagna *et al.*, 1976). 結果として、 $COM$ のエネルギーの変動は、 $COM$ の運動エネルギーと位置エネルギーの間の変換によって減少する(Cavagna *et al.*, 1976).  $E_{FORWARD}$ ,  $E_{VERTICAL}$ と $E_{POTENTIAL}$ は、 $E_{FORWARD} = 1/2 MV_{FORWARD}^2$ ,  $E_{VERTICAL} = 1/2 MV_{VERTICAL}^2$ , および  $E_{POTENTIAL} = Mgh$ によって計算される. $V_{FORWARD}$ は $COM$ の水平線速度(前方が+)であり、 $V_{VERTICAL}$ は $COM$ の鉛直線速度(上方が+)である. 水平方向および鉛直方向の仕事( $W_{FORWARD}$ と $W_{VERTICAL}$ )はそれぞれ $COM$ を前方( $\sum \Delta E_{FORWARD}$ )と上方( $\sum \Delta(E_{VERTICAL} + E_{POTENTIAL})$ )に加速するエネルギー変化(増分)の合計を単位重量および単位距離で除して求めた( $J/kg \cdot m$ ). 矢状面におけるこの振り子のような力学変換によるエネルギーの授受( $E_{RECOVERED}$ )は次のように計算した(Cavagna *et al.*, 1976).

$$E_{RECOVERED} (\%) = \frac{W_{FORWARD} + W_{VERTICAL} - W_{EXTERNAL}}{W_{FORWARD} + W_{VERTICAL}} \times 100.$$

### 2-4. 歩行動作の評価

活動的歩行において肘を軽く曲げて腕を大きく振ることについては、機械的仕事の計算のために撮影したビデオから kinematics 的に自然歩行と比較した. 変量としては、1 サイクルにおける肩関節角度(屈曲-伸展)の変域(ROM)と1 サイクルにおける肘関節の平均角を3 サイクルの平均として平滑化した座標から求めた(図3). また、下肢の動きについては歩幅(Step length; SL, m)を比較のための変量として用いた. SLは、酸素摂取量測定時に1分あたりのステップ数(steps/min)を計測し( $SF = \text{ステップ数}/60$ ), 速度 =  $SL \cdot SF$ の関係により求めた.

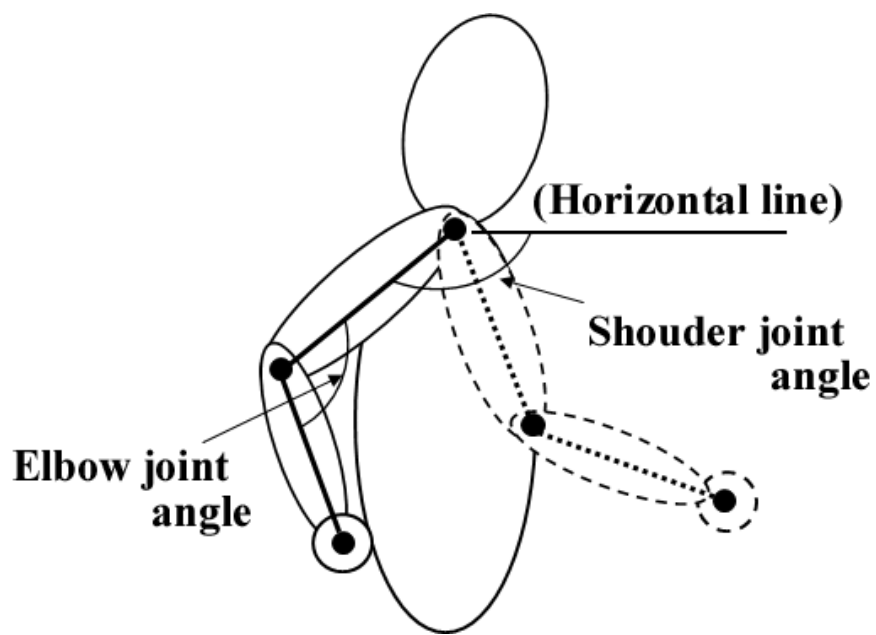


Figure 3. Definitions for shoulder and elbow joint angles. The former was calculated as the range of motion (ROM) and the latter was averaged during a walking cycle.

## 2-5. 酸素摂取量の測定

被験者は、5 分間の歩行の際、呼気採取用のガスマスクを装着して歩行した。なお、最後の1分間の呼気をミキシングチャンバー方式の呼気ガス分析装置(ミナト医科学, AE-10)を用いて採取し、酸素摂取量(絶対値, L/min)を測定した。なお、絶対値を単位重量(体重)と単位距離で除して、相対値( $VO_2$ , mL/kg·m)を求めた。

## 2-6. 統計処理

機械的仕事関連変量 ( $W_{\text{FORWARD}}$ ,  $W_{\text{VERTICAL}}$ ,  $W_{\text{EXTERNAL}}$ ,  $W_{\text{INTERANL}}$ ,  $W_{\text{TOTAL}}$ , および  $E_{\text{RECOVERED}}$ ), kinematics 的変量(肩関節の ROM および肘関節の平均角), 歩幅, および  $VO_2$  については、ノンパラメトリック検定法を用いて同一速度での動作間および同一動作での速度間の差を調べた。前者(2つの動作間の比較)に対しては Wilcoxon の順位符号和検定を、後者(3つの速度間の比較)に対しては Friedman 検定を用いた。なお、Friedman 検定において有意差がみられた動作については、Scheffé法による多重比較検定により、有意差のある速度間を調べた。また、個人差の観点から、機械的仕事関連変量と  $VO_2$  について2つの動作間の差分(活動的歩行-自然歩行)を求め、それぞれ  $\Delta W_{\text{FORWARD}}$ ,  $\Delta W_{\text{VERTICAL}}$ ,  $\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$ ,  $\Delta W_{\text{INTERANL}}$ ,  $\Delta W_{\text{TOTAL}}$ ,  $\Delta E_{\text{RECOVERED}}$ , および  $\Delta VO_2$  と表し、機械的仕事関連変量の差分と  $\Delta VO_2$  との関係性を、ピアソンの積率相関係数によって調べた。さらに、振り子モデルとして捉えた COM の動きについて、COM の位置エネルギーと運動エネルギーの変換 ( $E_{\text{RECOVERED}}$ ) とそれに伴う COM のエネルギー変動 ( $W_{\text{EXTERNAL}}$ ) との関連を調べるため、 $\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$  と  $\Delta E_{\text{RECOVERED}}$  の間の相関係数も求めた。すべての有意水準は 5% とした。なお、各変量について動作間の比較における効果量 (Effect size; ES) を Wilcoxon の順位符号和検定の統計量 ( $z$ ) と被験者数 ( $n$ ) から、 $r = z/\sqrt{n}$  の式により求めた。

### 3. 結果

動作の評価に関連する変量(Kinematics 的変量および歩幅)について 2 つの動作における比較を表 1 に示す. 肩関節変域や肘関節の平均角は自然歩行よりも活動的歩行の方がすべての速度において有意に大きかったが(どちらも  $P < 0.05$ ), 歩幅は 1.11 m/sec においてのみ動作間に有意差があり, 活動的歩行の方が自然歩行よりも大きかった ( $P < 0.05$ ). また, 活動的歩行の場合はこれら 3 つの変量すべてに速度間に有意差が認められ, いずれも 1.11 m/sec よりも 1.94 m/sec の方が大きかった(いずれも  $P < 0.05$ ). しかしながら, 自然歩行については肩関節変域と歩幅について速度間に有意差が認められ, 1.11 m/sec よりも 1.94 m/sec の方が大きかった ( $P < 0.05$ ).

被験者に与えた指示条件のもとで観察された上記のような動作としての活動的歩行は, 自然歩行と比較して機械的仕事が大きく, その差は速度によって異なることが予想され, さらに, 活動的歩行動作にみられる機械的仕事の個人差が酸素摂取量に影響することが本研究の仮説である.

機械的仕事関連変量についての 2 つの動作の比較を表 2 に示す. 1.11 m/sec では  $W_{\text{FORWARD}}$  と  $W_{\text{INTERNAL}}$  以外の項目に動作間に有意差がみられ(いずれも  $P < 0.05$ ), 1.53 m/sec では,  $W_{\text{EXTERNAL}}$ ,  $W_{\text{TOTAL}}$ ,  $E_{\text{RECOVERED}}$  にのみ有意差がみられた(いずれも  $P < 0.05$ ). また, 1.94 m/sec では  $W_{\text{EXTERNAL}}$  と  $E_{\text{RECOVERED}}$  にのみ有意差がみられた(いずれも  $P < 0.05$ ). 活動的歩行の  $W_{\text{TOTAL}}$  は自然歩行よりも大きい傾向はあったが有意ではなかった ( $P = 0.075$ ). また, 自然歩行においては  $W_{\text{VERTICAL}}$  と  $E_{\text{RECOVERED}}$  以外の項目に速度間の有意差が認められ, それぞれ, 1.94 m/sec の方が 1.11 m/sec よりも大きかった(いずれも  $P < 0.05$ ). 活動的歩行では,  $W_{\text{FORWARD}}$  と  $W_{\text{INTERNAL}}$  についてのみ速度間に有意差が認められ, 両者とも 1.11 m/sec よりも 1.94 m/sec の方が大きかった(それぞれ  $P < 0.05$ ).

$\text{VO}_2$ (安静時代謝を含む)についての 2 つの動作の比較を表 3 に示す.  $\text{VO}_2$  はすべての速度において活動的歩行の方が自然歩行よりも大きかった ( $P < 0.05$ ). また両方の動作で速度間に有意差が認められた(どちらも  $P < 0.05$ ). 自然歩行では 1.11 m/s よりも 1.94 m/sec の方



が大きく、さらに 1.53 m/sec よりも 1.94 m/sec の方が大きかった (いずれも  $P < 0.05$ )。活動的歩行では 1.53 m/s よりも 1.94 m/sec の方が大きく ( $P < 0.05$ )、1.53 m/sec での平均は 3 つの速度の中で最小であった。

一方、 $\Delta W_{\text{TOTAL}}$  はすべての速度において  $\Delta \text{VO}_2$  と有意な相関を示した (表 4 および図 4,  $r = 0.82 \sim 0.93$ , いずれも  $P < 0.05$ )。また、1.11 m/sec では  $\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$  と  $\Delta W_{\text{VERTICAL}}$  が (それぞれ  $r = 0.89, r = 0.88$ )、1.53 m/sec では  $\Delta W_{\text{FORWARD}}$  が ( $r = -0.83$ )、1.94 m/sec では  $\Delta W_{\text{INTERNAL}}$  が ( $r = 0.85$ )、それぞれ  $\Delta \text{VO}_2$  と有意な相関を示した (いずれも  $P < 0.05$ )。なお、 $\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$  と  $\Delta E_{\text{RECOVERED}}$  との間の相関は高く、相関係数は 1.11, 1.53, および 1.94 m/sec においてそれぞれ、 $-0.97, -0.86$ , および  $-0.91$  であった (いずれも  $P < 0.05$ )。

これらのことから、主に、①活動的歩行時の外的仕事 ( $W_{\text{EXTERNAL}}$ ) は自然歩行時より大きいこと、②総仕事 ( $W_{\text{TOTAL}}$ ) は速い速度 (1.94 m/sec) では自然歩行時との有意差が認められないこと (速度によって異なるということ)、③自然歩行時をベースラインとして求めた活動的歩行の機械的仕事 ( $W_{\text{TOTAL}}$ ) の増分の個人差が酸素摂取量の増分の個人差と関連することなど、本研究における仮説が検証された。

Table 1. Kinematic variables and step length in each walking condition and speed.

Variable	Speed, m/sec	Condition				Comparison		
		Normal walking		Vigorous walking		<i>z</i>	<i>P</i>	ES
		<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>			
ROM of shoulder joint, degrees	1.11	57.5	11.3	81.5	13.3	2.20	.028	.90
	1.53	69.0	5.8	103.0	8.3	2.20	.028	.90
	1.94	83.0 <sup>a</sup>	15.9	111.5 <sup>a</sup>	9.4	2.20	.028	.90
Average angle of elbow joint, degrees	1.11	152.9	4.2	117.9	15.1	2.20	.028	.90
	1.53	150.8	3.5	113.1	10.8	2.20	.028	.90
	1.94	149.6	4.1	106.2	15.6	2.20	.028	.90
Step length, m	1.11	0.62	0.03	0.66	0.04	2.20	.028	.90
	1.53	0.76	0.02	0.77	0.03	0.94	.345	.38
	1.94	0.85 <sup>a</sup>	0.04	0.86 <sup>a</sup>	0.02	1.07	.286	.44

*n* = 6

<sup>a</sup> Significantly different between 1.11 m/sec and 1.94 m/sec, *P* < 0.05

Table 2. Mechanical work variables in each walking condition and speed.

Variable	Speed, m/sec	Condition				Comparison		
		Normal walking		Vigorous walking		<i>z</i>	<i>P</i>	ES
		<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>			
$W_{\text{EXTERNAL}}$ , J/kg·m	1.11	0.445	0.082	0.709	0.269	2.20	.028	.90
	1.53	0.728	0.104	0.981	0.118	2.20	.028	.90
	1.94	1.114 <sup>a</sup>	0.102	1.416	0.221	2.20	.028	.90
$W_{\text{FORWARD}}$ , J/kg·m	1.11	0.500	0.056	0.483	0.056	1.15	.249	.47
	1.53	0.888	0.049	0.889	0.097	0.31	.753	.13
	1.94	1.278 <sup>a</sup>	0.182	1.255 <sup>a</sup>	0.177	0.73	.463	.30
$W_{\text{VERTICAL}}$ , J/kg·m	1.11	0.402	0.060	0.533	0.145	2.20	.028	.90
	1.53	0.651	0.085	0.702	0.108	0.73	.463	.30
	1.94	0.801	0.169	0.823	0.174	0.73	.463	.30
$W_{\text{INTERNAL}}$ , J/kg·m	1.11	0.286	0.032	0.315	0.058	1.36	.173	.56
	1.53	0.539	0.165	0.559	0.099	0.52	.600	.21
	1.94	0.854 <sup>a</sup>	0.239	0.820 <sup>a</sup>	0.105	0.11	.917	.05
$W_{\text{TOTAL}}$ , J/kg·m	1.11	0.731	0.092	1.024	0.324	2.20	.028	.90
	1.53	1.266	0.239	1.541	0.192	1.99	.046	.81
	1.94	1.968 <sup>a</sup>	0.312	2.236	0.261	1.78	.075	.73
$E_{\text{RECOVERED}}$ , %	1.11	51.1	5.0	32.1	15.7	1.99	.046	.81
	1.53	52.8	5.7	37.8	10.5	2.20	.028	.90
	1.94	46.1	4.2	31.5	12.3	2.20	.028	.90

*n* = 6

<sup>a</sup> Significantly different between 1.11 m/sec and 1.94 m/sec, *P* < 0.05

Table 3.  $\text{VO}_2$  (mL/kg·m) in each walking condition and speed.

Speed, m/sec	Condition				Comparison		
	Normal walking		Vigorous walking		<i>z</i>	<i>P</i>	ES
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>			
1.11	0.187	0.011	0.230	0.021	2.20	.028	.90
1.53	0.193	0.024	0.217	0.022	2.20	.028	.90
1.94	0.235 <sup>ab</sup>	0.033	0.254 <sup>b</sup>	0.025	1.99	.046	.81

*n* = 6

<sup>a</sup> Significantly different between 1.11 m/sec and 1.94 m/sec,  $P < 0.05$

<sup>b</sup> Significantly different between 1.53 m/sec and 1.94 m/sec,  $P < 0.05$

Table 4. Correlation coefficients between  $\Delta$  of each mechanical work variable and  $\Delta\text{VO}_2$  at three walking speeds.

Variable	$\Delta\text{VO}_2$		
	1.11 m/sec	1.53 m/sec	1.94 m/sec
$\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$	.89*	.61	.14
$\Delta W_{\text{FORWARD}}$	-.29	-.83*	.54
$\Delta W_{\text{VERTICAL}}$	.88*	.40	-.66
$\Delta W_{\text{INTERNAL}}$	.74	.75	.85*
$\Delta W_{\text{TOTAL}}$	.93*	.82*	.85*
$\Delta E_{\text{RECOVERED}}$	-.79	-.61	-.06

$n = 6$

\* Significantly correlated,  $P < 0.05$

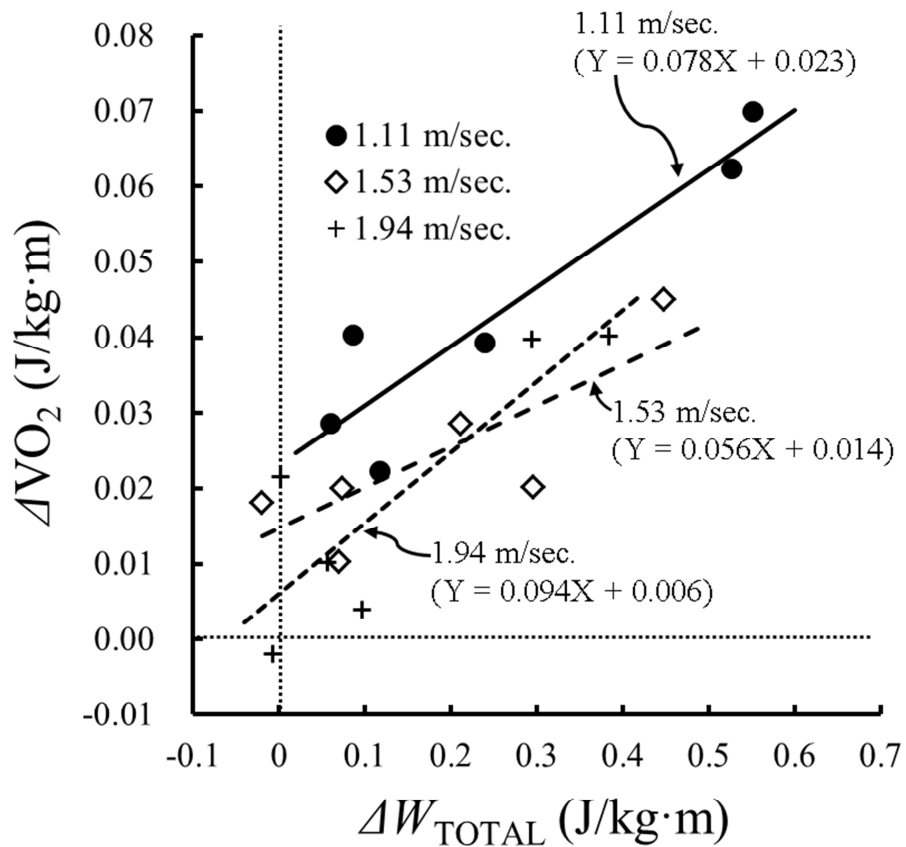


Figure 4. Relationship between  $\Delta W_{TOTAL}$  (X) and  $\Delta VO_2$  (Y) at 1.11, 1.53, and 1.94 m/sec. Correlation coefficients were .93, .82, and .85, respectively ( $n = 6$ , all  $P < .05$ ).

#### 4. 考察

本研究において指示した動作(自然歩行と活動的歩行)を kinematics 的に評価した結果、活動的歩行において大きな腕振り(肩関節変域)や肘関節の大きな屈曲位(平均角)がすべての速度において認められたが、大きな歩幅は 1.11 m/sec においてのみ観察された。Azuma (2005)もまた本研究と同様の異なる3つの速度で活動的歩行を行わせた結果、活動的歩行における歩幅の増大は 1.11 m/sec のみに認められたと報告している。このことから、本研究のようにメトロノームなどのテンポの規定がない指示条件では、速度が速くなると自然歩行よりも大きな歩幅を獲得することは困難であることがうかがえる。また、活動的歩行ではすべての速度において腕振りが自然歩行よりも大きく、且つ、肘関節角度も小さかったことから、上肢についてはどの速度においても本研究で指示したような活動的動作が観察されたといえる。

機械的仕事関連変量において、活動的歩行時の  $W_{\text{EXTERNAL}}$  はすべての速度において自然歩行時よりも大きかったが、 $W_{\text{INTERNAL}}$  は動作間に有意差はなかった。それ故に、 $W_{\text{TOTAL}}$  が自然歩行よりも大きかったのは、 $W_{\text{EXTERNAL}}$  の増加によると考えられる。しかしながら、1.94 m/sec における活動的歩行時の  $W_{\text{TOTAL}}$  は自然歩行に比べて大きい傾向があるが有意ではなかった ( $P=0.074$ )。肩関節角度変域からみて活動的歩行では腕振りが大きくなっているにもかかわらず、自然歩行に比べて  $W_{\text{INTERNAL}}$  が大きくないこと背景には、活動的歩行では自然歩行に比べて肘関節が屈曲位にあり、慣性能率の高い動きとなっていたことが考えられる。また、 $E_{\text{RECOVERED}}$  (振り子の効率)が低いことは、位置エネルギーと運動エネルギーが互いに変換される程度(エネルギーの授受)が小さいことを示し、結果として  $W_{\text{EXTERNAL}}$  を大きくする。すなわち、活動的歩行における  $E_{\text{RECOVERED}}$  がすべての速度において自然歩行よりも低いことが  $W_{\text{EXTERNAL}}$  を大きくした原因であると考えられる。 $\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$  と  $\Delta E_{\text{RECOVERED}}$  の間の高い相関はこのことを裏付ける証拠といえる ( $r = -0.91 \sim -0.97$ )。加えて、大きな歩幅は身体重心の上下動を大きくするため(Cavagna and Franzetti, 1986)、1.11 m/sec における活動的歩行は  $W_{\text{VERTICAL}}$  を増大させたと考えられる。したがっ

て、活動的歩行における  $W_{\text{EXTERNAL}}$  の増加は、 $E_{\text{RECOVERED}}$  が小さいことに加え、1.11 m/sec では  $W_{\text{VERTICAL}}$  の増加も関与していると考えられる。また、 $E_{\text{RECOVERED}}$  はいずれの動作においても速度間に有意差は認められなかったが、1.94 m/sec で最小値を示した。自然歩行において、 $E_{\text{RECOVERED}}$  は 5 km/hr 付近で極大値(60%以上)を持つことがこれまでに報告されている (Cavagna and Kaneko, 1977; Willems *et al.*, 1995)。本研究においても 2 つの動作の 1.53 m/sec が平均的には最大値を示し、速歩(1.94 m/sec)においては有意ではないが低下する様相を呈した。

個人差の観点から、2 つの動作間の機械的仕事の差と  $\text{VO}_2$  の差について両者の関係を速度毎に調べた結果、1.11 m/sec においては  $\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$  と  $\Delta W_{\text{VERTICAL}}$  が  $\Delta \text{VO}_2$  とそれぞれ有意な正の相関を示し、1.94 m/sec においては  $\Delta W_{\text{INTERNAL}}$  が  $\Delta \text{VO}_2$  と有意な正の相関を示した。活動的歩行の動作として、1.11 m/sec では COM の上下動の個人差が、1.94 m/sec では四肢の動きの個人差が  $\text{VO}_2$  の個人差に関連する可能性が示唆された。一方、1.53 m/sec においては  $\Delta W_{\text{FORWARD}}$  と  $\Delta \text{VO}_2$  との間に有意な負の相関がみられた。このことは、活動的歩行において重心を前方により加速させた者の方が自然歩行よりも代謝の増分が抑えられたという結果を示す。この機序についてははっきりしないが、1.53 m/sec は習慣的歩行者の平均的な歩行速度(約 1.78 m/sec)に近く (Spelman *et al.*, 1993)、活動的歩行が行いやすいことと何らかの関連があるかもしれない。また、 $\Delta W_{\text{TOTAL}}$  と  $\Delta \text{VO}_2$  との間の相関係数( $r=0.86\sim 0.97$ )から、決定係数( $r^2$ )は 0.7~0.9 であると見積もられ、 $\Delta \text{VO}_2$  の変動の約 7~9 割を  $\Delta W_{\text{TOTAL}}$  が説明すると考えられた。

速度間の差の観点からみると、動作に関連する変量(kinematics 的項目や SL)において、肘関節の平均角は自然歩行では速度に関係なくほぼ一定であるが、活動的歩行では 1.11 m/sec よりも 1.94 m/sec の方が大きく、より大きく肘を曲げていることがうかがえる。機械的仕事関連変量においては、自然歩行の  $W_{\text{EXTERNAL}}$  にみられたような速度間の有意差は活動的歩行では認められず、活動的歩行の  $W_{\text{TOTAL}}$  についても同様の結果となっている。また、動作や機械的仕事関連変量のいくつかにおいて認められた速度間の有意差はすべて 1.11



m/sec と 1.94 m/sec の間のみであった。さらに、自然歩行においては単位距離あたりの機械的仕事は少なくとも 1.53 m/sec を超えてから加速的に大きくなることがうかがえる。活動的歩行では 1.11 m/sec での  $W_{\text{EXTERNAL}}$  や  $W_{\text{TOTAL}}$  は自然歩行よりも大きいですが、速度の増加に伴って自然歩行との差は少なくなっていく。このことは、Azuma (2005) も報告しているように、速い自然歩行が活動的歩行に近似する傾向を示していると考えられる。歩行における単位距離あたりのエネルギー消費量は、一般に、速度の増加に対して約 1.3 m/sec を最小値とする U 字カーブを描くことが知られており (Martin and Morgan, 1992)、このことは本研究における自然歩行の  $\text{VO}_2$  が 1.11 m/sec と 1.53 m/sec の間よりも、その他の速度間で顕著な差がみられたことの原因であると考えられる。しかしながら、活動的歩行の  $\text{VO}_2$  は平均的には 1.53 m/sec が最小であった。自然歩行よりも活動的歩行の  $\text{VO}_2$  が大きかったことの原因として、活動的歩行では振り子の効率を利用したエネルギーの授受が少ないためにそれを筋活動で補っていることや、1.11 m/sec では歩幅の有意な増大によって重心の上下動が大きくなることに伴う筋活動の増加が考えられる。

## 5. 要約

活動的歩行は自然歩行と比較して  $W_{\text{EXTERNAL}}$  は大きく ( $P < 0.05$ )、 $W_{\text{TOTAL}}$  は 1.94 m/sec 以外の速度で大きかった ( $P < 0.05$ )。活動的歩行の  $W_{\text{EXTERNAL}}$  と  $W_{\text{TOTAL}}$  の速度間の差異は認められず (自然歩行では速度間の差は有意)、その結果、速歩 (1.94 m/sec) では 2 つの動作間に顕著な総仕事の差はみられなかった。また、 $\Delta W_{\text{TOTAL}}$  はすべての速度において  $\Delta \text{VO}_2$  と有意な正の相関を示した。活動的歩行における  $W_{\text{EXTERNAL}}$  の増大は主にすべての速度において  $E_{\text{RECOVERY}}$  が有意に減少したことによると考えられた。それに加え、1.11 m/sec では活動的歩行時の歩幅の増加に伴う鉛直成分の仕事の増大も関与していると思われる。一方、すべての速度において  $\Delta W_{\text{TOTAL}}$  と  $\Delta \text{VO}_2$  との間の相関は有意であり (いずれも  $P < 0.05$ )、加えて、1.11 m/sec では  $\Delta W_{\text{EXTERNAL}}$  が、速歩 (1.94 m/sec) では  $\Delta W_{\text{INTERNAL}}$  が  $\Delta \text{VO}_2$  と有意な相関を示した ( $P < 0.05$ )。また、決定係数から  $\Delta \text{VO}_2$  の個人差 (変動) の 7~9 割を  $\Delta W_{\text{TOTAL}}$

の個人差が説明することが示唆された.

## V. トレッドミル水平負荷牽引歩行の換気性作業閾値

## 1. 目的

健康づくりにおける身体運動に代表される運動様式には歩行と自転車エルゴメーター作業がある。水平歩行においては、その運動量は速度に依存する。すなわち、筋収縮の「力-速度」関係(Hill, 1938)における速度要因が運動量を左右するといえる。一方、自転車エルゴメーター作業では、ペダル回転数を一定(50 - 60 rpm)とすれば、負荷(力)が運動量を規定する。しかしながら、トレッドミル水平負荷法を用いると、水平歩行における運動量は速度ではなく、負荷の増減によって調節することが可能となる。

トレッドミル上での移動運動に水平負荷を課す試みはLloyd and Zacks (1972)の研究から始まる。彼らは水平負荷を牽引する走行において、漸増する仕事率に対するエネルギー消費量の増加率から機械的効率(Apparent efficiency)を求めた。Asmussen and Bonde-Petersen (1974)は同様の手法で歩行と走行のApparent efficiencyを、Zacks(1973)は走行と自転車駆動のApparent efficiencyをそれぞれ比較した。これらの研究では歩行や走行時の筋の弾性エネルギー再利用説が支持された(弾性エネルギーの再利用は歩行時よりも走行時において大きい)。また、大人と少年との間で走行のApparent efficiencyを比較し、両者間に有意差が見られないとする報告(Cooke *et al.*, 1991)や下駄による歩行のApparent efficiencyは低いという報告(東と山本, 2001)もある。効率計算を目的としたこれらのトレッドミル水平負荷法によるエネルギー代謝測定は多段階負荷漸増による運動負荷試験のひとつとして位置づけられる。しかしながら、自転車エルゴメーター作業の運動負荷試験として、近年、一般的となっているランプ式負荷(Davis *et al.*, 1982; 三浦, 1996)にしたがったトレッドミル水平負荷法に関する報告は皆無である。

ランプ式負荷テストは、コンピューターで制御された電磁ブレーキ式自転車エルゴメーターを用いて直線的に漸増する負荷を与える手法であり、その負荷が逐次連続して与えられる点で多段階負荷テストとは異なる。この方法によって、健康診査やアスリートの体力測定において負荷心電図、最大酸素摂取量、換気性作業閾値(Ventilatory threshold, VT)が測定されている(三浦, 1996)。中でもVTは安全に心肺機能や全身持久性を改善できる有酸素性

作業水準として認識されている (Swaine *et al.*, 1995; 三浦, 1996). また, 運動時の血中乳酸の蓄積に関連する不快感を最小にする水準であるとの報告もある (Swaine *et al.*, 1995). これまでの効率研究においては負荷(仕事率)とエネルギー消費量との直線的關係が明らかであることから, トレッドミル水平負荷牽引歩行をエルゴメトリーとしてランプ式負荷テスト, もしくはその手法に準ずる負荷漸増プロトコルを用いることによってVTが検出できる可能性がうかがえる.

水平歩行は特別なスキルを要求せず, 誰にでも容易に実施できる運動のひとつである. トレッドミル水平負荷牽引歩行では, 一定の速度のもとで運動強度を高めることができるので, 速歩のような速い動作を必要とせずとも, 負荷を増大させることによって多くの運動量を確保できる. それ故に, トレッドミル水平負荷牽引歩行によるVTが導出されれば安全で有効な有酸素性トレーニングの目安が与えられることとなり, トレッドミル水平負荷牽引歩行による身体トレーニングへの応用可能性が期待される. 一方, VTは運動様式によって異なることが報告されていることや (Bunc and Leso, 1993; Hoffmann *et al.*, 1993), 自転車エルゴメーター作業において報告されているような再現性 (Davis *et al.*, 1979; Caiozzo *et al.*, 1982; Prud'homme *et al.*, 1984) についてもトレッドミル水平負荷牽引歩行において検討すべき課題である.

したがって, 本研究の目的は, トレッドミル水平負荷牽引歩行および自転車エルゴメーター作業のVTを比較し, 且つ, トレッドミル水平負荷牽引歩行のVTの再現性について明らかにすることであった.

## 2. 方法

### 2-1. 被験者

被験者は, 健康運動指導に携わり, 且つ, 歩行に影響を及ぼし得る整形外科的疾患のない健康な成人男性7名であった [年齢: 30.9 ± 7.0歳, 身長: 170.4 ± 8.8 cm, 体重: 66.1 ± 14.1 kg (平均±標準偏差)]. 各被験者には, 実験の趣旨および内容, ならびに実験に伴う危

険性について説明し、実験参加の同意を得た。なお、被験者にはあらかじめ、運動中に不快感を覚えた場合や大きな疲労を感じた場合だけでなく、被験者自身の意欲が低下した場合でも与えられた課題を自由に中断できることを伝えた。また、呼気ガスサンプリング用のマスクによる息苦しきやトレッドミル上での転倒のリスクなどの情報を事前に与えた。さらには、複数の検者によって想定外の事故にも対応できるよう安全実施に最大限の注意を払った。

## 2-2. 実験手順

被験者はトレッドミル上で、腰部に付けたベルトから水平後方に滑車を介してワイヤーで錘を牽引し、1.11 m/sec (4 km/hr) の速度で歩行した(図3)。検者は、被験者の歩行中に1つ150 gの砂袋の錘を6秒毎に逐次追加していくことによって、1分間に16.7 Wずつ増加する細かな刻み幅(6秒毎)での漸増方法による水平負荷を課していった。簡便なこの漸増方法を本研究ではランプ式負荷に近似した手法として位置づけ、この手法によって導かれるトレッドミル水平負荷牽引歩行のVTと自転車エルゴメーター作業におけるコンピューター制御下のランプ式負荷テストに基づくVTを比較した。トレッドミル水平負荷牽引歩行の手順としては、最初の3分間は無負荷の歩行とし、歩行開始4分後から負荷を与え、各被験者の年齢予測最高心拍数(220-年齢)の85%(85%HRmax)に至るまで負荷漸増を継続した。トレッドミル水平負荷牽引歩行時の漸増負荷の勾配は10分程度の負荷作業時間で85%HRmaxとなるよう予備実験においてあらかじめ決定した。なお、自転車エルゴメーター作業においては、機器(Combi製, 75XL II ME)に内蔵されたプログラムによりランプ式負荷を与え、トレッドミル水平負荷牽引作業と同等の時間で測定が終了するよう、負荷勾配として20 W/minを用いた。ペダル回転数は60 rpmとした。

## 2-3. 分析方法

運動中の呼気ガスはブレス-バイ-ブレス方式で採取して、換気量( $\dot{V}_E$ )、酸素摂取量( $\dot{V}O_2$ )、

二酸化炭素排出量 ( $\dot{V}CO_2$ ), 終末期呼気酸素分圧 ( $P_{ET}O_2$ ), および終末期呼気二酸化炭素分圧 ( $P_{ET}CO_2$ ) を連続的に測定し(ミナト医科学製, 呼吸代謝測定装置AE300SRC), 同時に心拍数を記録した(日本光電製, LIFESCORPE6). なお,  $\dot{V}_E$ および $\dot{V}CO_2$ の急激な上昇,  $P_{ET}CO_2$ の変化を伴わない $P_{ET}O_2$ の上昇,  $\dot{V}_E/\dot{V}CO_2$ の変化を伴わない $\dot{V}_E/\dot{V}O_2$ の上昇から換気性作業閾値 (Ventilatory threshold, VT) を求めた (Nemoto and Miyashita, 1980; Davis *et al.*, 1982; Caiozzo *et al.*, 1982). トレッドミル水平負荷牽引歩行でのVTの測定は2回行い, VTにおける酸素摂取量 ( $\dot{V}O_2@VT$ , 絶対値: L/min; 体重当たりの相対値: mL/kg·min), 心拍数 (HR@VT, bats/min) と仕事率 (WR@VT, W) について2試行分のデータを平均した. 被験者には, 実験中は一貫して無負荷時の歩行と同じような姿勢を保つように指示し, 負荷の増加によって極端な姿勢の変更を伴わないよう注意させた. また, 自転車エルゴメーター作業についても上限を85%HRmaxとした最大下運動でのランプ式負荷テストによってVTを測定した.

#### 2-4. 統計処理

7名の被験者におけるトレッドミル水平負荷牽引歩行時および自転車エルゴメーター作業時の各測定変量 ( $\dot{V}O_2@VT$ , HR@VT, およびWR@VT) の平均値の差の検定には対応のあるt検定を用いた. また, トレッドミル水平負荷牽引歩行時の1回目と2回目の $\dot{V}O_2@VT$ について, 2回の試行の相関係数, 標準誤差, および信頼係数を求めた. すべての統計的有意水準は5%とした.

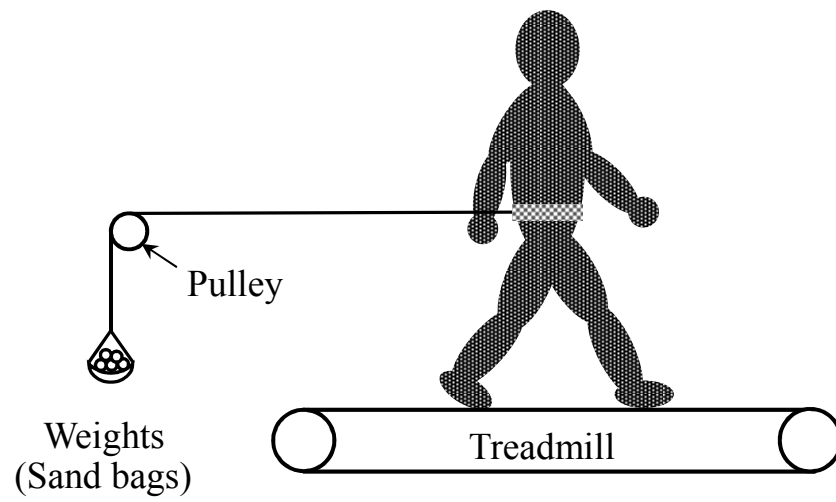


Figure 5. Schematic diagram of the experimental set-up.



### 3. 結果

図5の一例に示すように、本研究の実験手順によって、すべての被験者においてトレッドミル水平負荷牽引歩行時のVTが検出された。トレッドミル水平負荷牽引歩行時と自転車エルゴメーター作業時における $\dot{V}O_2@VT$ 、 $HR@VT$ 、および $WR@VT$ をそれぞれ比較すると、 $\dot{V}O_2@VT$ および $WR@VT$ については2つの作業間に有意差が認められた(表1, それぞれ $P < 0.05$ )。  $\dot{V}O_2@VT$ は自転車エルゴメーター作業時よりもトレッドミル水平負荷牽引歩行時の方が大きかったが、 $WR@VT$ は逆に自転車エルゴメーター作業時の方が大きかった(表1, それぞれ $P < 0.05$ )。なお、 $HR@VT$ はトレッドミル水平負荷牽引歩行時の方が自転車エルゴメーター作業時よりもやや高い傾向を示したが有意差はなかった。一方、トレッドミル水平負荷牽引歩行時の $\dot{V}O_2@VT$ の2試行間の相関係数は0.967であり、標準誤差は0.097 L/min, 信頼係数は0.96であった。

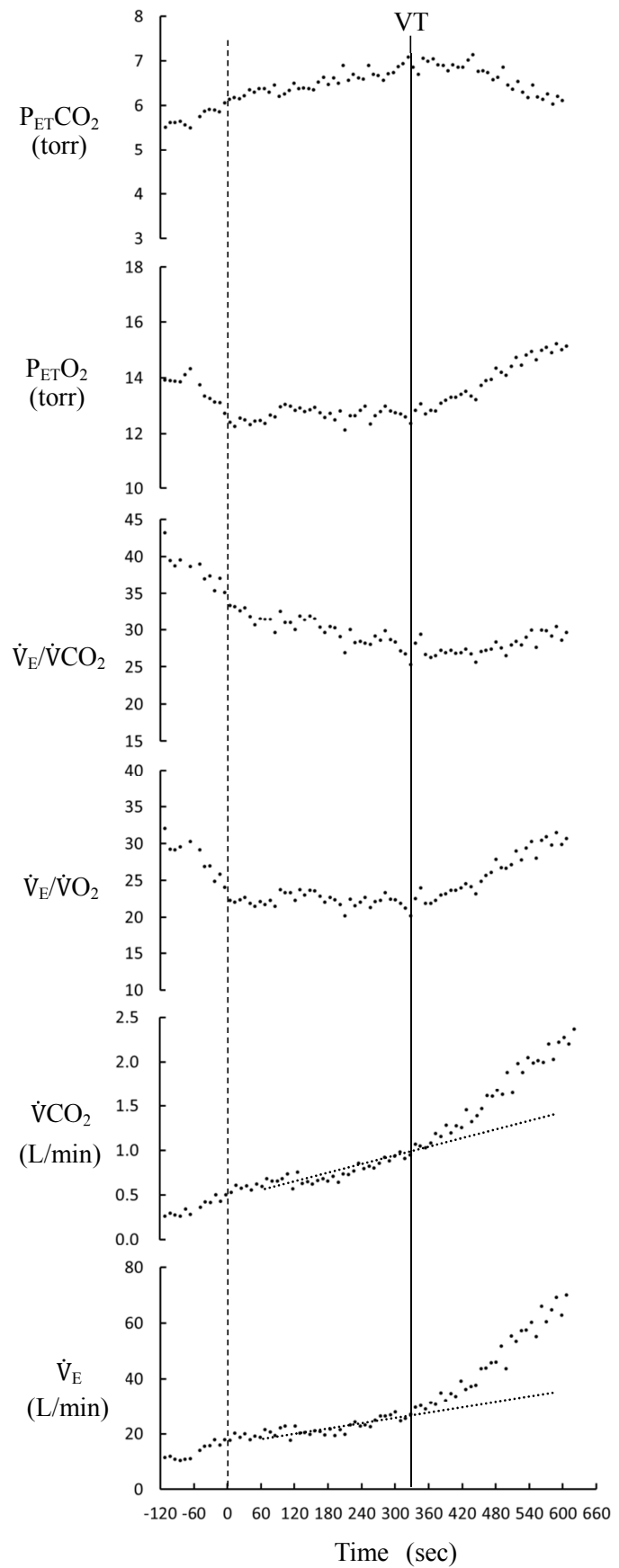


Figure 5. A typical subject's response to ramp exercise test on horizontal load walking.

Table 5. Comparisons of oxygen uptake, heart rate, and work rate at ventilator threshold (VT) between horizontal load walking and cycle ergometer exercise.

Variable	Horizontal load walking		Cycle ergometer exercise	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
$\dot{V}O_2@VT$ , L/min	1.705*	0.350	1.431	0.287
$\dot{V}O_2@VT$ , mL/kg·min	26.06*	3.88	21.94	4.07
HR@VT, beats/min	127.7	6.6	120.1	8.5
WR@VT, W	95.2*	25.2	123.7	21.0

*n* = 7

\* *P* < 0.05

#### 4. 考察

$\dot{V}O_2@VT$ が自転車エルゴメーター作業時よりもトレッドミル水平負荷牽引歩行時の方が有意に大きかったことについては、自転車エルゴメーター作業が下肢の筋肉を局所的に使う運動であるのに対し、歩行は上肢の腕振りを伴う全身作業性の運動であり、運動に動員される筋量が自転車エルゴメーター作業よりも歩行の方が多いたことが考えられる。最大運動時の酸素摂取量(最大酸素摂取量)は運動に動員される筋量に依存することがよく知られており(Åstrand and Saltin, 1961; Stenberg *et al.*, 1967; Reybrouk *et al.*, 1975; Bergh *et al.*, 1976), 全身作業性のボート漕ぎやランニングの方が自転車エルゴメーター作業よりも $\dot{V}O_2@VT$ が大きいことを報告したBunc and Leso (1993)やHoffmann *et al.* (1993)の報告もこのことに関連すると考えられている。また、トレッドミル水平負荷牽引歩行時の $WR@VT$ は自転車エルゴメーター作業よりも低いが、 $\dot{V}O_2@VT$ は逆に自転車エルゴメーター作業時よりも大きかった。これらのことから、作業(運動)姿勢の違いはVTの仕事率と $\dot{V}O_2$ の両方に関与したといえる。

一方、自転車エルゴメーターのVTの再現性については、過去にDavis *et al.* (1979)とCaiozzo *et al.* (1982)が相関係数として、それぞれ、0.91 ( $n=9$ )および0.9前後( $n=16$ )を報告している。また、推定値の標準誤差についてDavis *et al.* (1979)は0.085~0.131 L/min, Caiozzo *et al.* (1982)は0.15~0.26 L/minを報告している。また、Prud'homme *et al.* (1984)は $\dot{V}O_2@VT$ の2回の測定における信頼係数( $n=20$ )は0.8程度であったと報告している。これらのことから、本研究における2回の試行間の相関係数が0.97, 推定値の標準誤差が0.097 L/min, 信頼係数が0.96という結果は自転車エルゴメーター作業における研究報告に比肩するといえる。すなわち、トレッドミル水平負荷牽引歩行は再現性の高いエルゴメトリーであることが示された。

以上のことから、トレッドミル水平負荷牽引歩行は自転車エルゴメーター作業に比べて、VTレベルで高い酸素摂取量での有酸素運動が行え、且つ、再現性の高いエルゴメトリーであることが明らかになった。また、トレッドミル水平負荷牽引歩行は、VTレベルにおいて(作業形態は異なるが)小さい仕事率で多くの酸素摂取量を導く非効率的な側面を有すること

が示された。換言すれば、トレッドミル水平負荷牽引歩行では、VTレベル、すなわち、血中乳酸濃度の継続的な上昇のない水準で、自転車エルゴメーター作業よりも多くのエネルギーを消費できるといえる。その再現性も高いことから、有酸素性トレーニング法としてのトレッドミル水平負荷牽引歩行の実用可能性が示唆された。

## 5. 要約

本研究では、トレッドミル水平負荷牽引歩行における換気性作業閾値(VT)を測定し、それらを自転車エルゴメーター作業と比較した。その結果、自転車エルゴメーター作業時よりもトレッドミル水平負荷牽引歩行時のVT時の酸素摂取量( $\dot{V}O_2@VT$ )は大きく、VT時の仕事率は小さかった( $P < 0.05$ )。また、トレッドミル水平負荷牽引歩行時の $\dot{V}O_2@VT$ の再現性は高かった。これらのことから、VTレベルにおいてはトレッドミル水平負荷牽引歩行は自転車エルゴメーター作業よりも大きな酸素摂取量での有酸素運動を行えることが明らかとなった。それ故に、トレッドミル水平負荷牽引歩行は、緩やかな歩行速度のもとで安全で有効な負荷の設定が可能な身体トレーニング法となる実用可能性が示唆された。

## VI. 討 論

「自らの動きによって活動性を高める歩行」として位置づけた活動的歩行は、元来、運動者の主観的な動作に基づいて運動量を増大することを意図しているため、酸素摂取量はもとより機械的仕事にも大きなばらつきが認められた。平均的には、機械的仕事は速歩(1.94 m/sec)より遅い速度で自然歩行よりも顕著に大きいことが認められ、その増分の個人差は酸素摂取量の個人差と有意な相関を示した。すなわち、活動的歩行においては、機械的仕事の増大が酸素摂取量に影響し、とりわけ普通速度(1.11 m/sec)では、外的仕事や鉛直方向の仕事が酸素摂取量に関与したことが明らかとなった。換言すれば、普通の(緩やかな)速度において、自ら大きな外的仕事(身体重心によって外界に働きかける仕事)を生み出すことで速度増に依存しないエネルギー消費量の増大を可能にすると言える。この方法では、動きの個人差がエネルギー消費量に影響を与えるため、換気性作業閾値を得るなどの厳密な強度設定を行うことは不可能である。しかしながら、普通速度での歩行自体が運動する者にとって特段の負担でないことを前提とした上で、動きの大きさ如何が機械的仕事(特に外的仕事)に変動をもたらす、ひいてはエネルギー消費量に変化を与え、運動強度を調整しうる。活動的歩行とは、普通速度による自然歩行をベースラインとして、“自己感覚によって活動性を調節する”運動であるとみなせる。

これに対し、もうひとつの手法として位置づけたトレッドミル水平負荷牽引歩行は、「外的負荷によって活動性を高める歩行」と称したように活動性の調整を他律的に行おうとするものである。それには活動的歩行ではなしえない、客観的な強度設定を意図した。すなわち、「漸増運動負荷試験中、等炭酸的な換気高進が開始される時点の運動強度」(山本と宮下, 1989)として捉えた換気性作業閾値(VT)の概念をもってトレッドミル水平負荷牽引歩行を捉えようとする試みである。その延長には、トレッドミル水平負荷牽引歩行のトレーニングへの応用が期待された。検出されたトレッドミル水平負荷牽引歩行のVTは自転車エルゴメーター作業時よりもVTでの酸素摂取量は大きく、(作業形態は異なるが)仕事率は小さいことが明らかとなった。VTを血中乳酸濃度が継続的に上昇せずに行える運動強度であると捉えれば(宮下ら, 1989)、トレッドミル水平負荷牽引歩行には、継続して疲労

を来さないような安全な水準で、且つ、(自転車エルゴメーター作業よりも)多くの酸素摂取量でのトレーニングを行えるという大きなメリットがある。さらには、トレッドミル水平負荷牽引歩行のVTに高い再現性が認められたことから、普通の方法での歩行において“客観的負荷によって活動性を調節する”トレーニングとしての実用可能性が示唆された。

検討課題として設定した「自らの動きによって活動性を高める歩行」については自己感覚で活動性を調節する歩行として活動性の発現の仕組みに焦点が向けられたため、その機序についてのバイオメカニクス的な検討を行った。また、「外的負荷によって活動性を高める歩行」については客観的負荷によって活動性を調節する歩行として運動処方上の実用性を意識したため、その根拠となる運動生理学的変量についての検討を行った。両者の実験方法や分析手法は大きく異なるが、それは各々の運動自体の自律性(自己感覚)および他律性(客観的負荷)に依拠していると位置づけられよう。しかしながら、いずれも速度増に依存しない歩行の新たな技法開発の基礎的知見を得ることを目的としており、活動的歩行における機械的仕事が果たす役割や、トレッドミル水平負荷牽引歩行の運動処方としての応用可能性がそれぞれ示唆された。以下、2つの観点からの研究結果をそれぞれ小括する。

#### (1) 機械的仕事と酸素摂取量からみた活動的歩行動作の特徴

活動的歩行における動作の特徴は、すべての速度において主に上肢の動きにおいて観察されたが、歩幅の増大については1.11 m/secにおいてのみに観察された。異なる速度での活動的歩行と自然歩行の機械的仕事の差異は、外的仕事においてはすべての速度において顕著であったが、総仕事は1.11 m/secと1.53 m/secにおいて顕著であった。速歩(1.94 m/sec)では、自然歩行時と活動的歩行時の総仕事の差異が小さくなる傾向がうかがえた。活動的歩行時の外的仕事の増大は身体重心の振り子的なエネルギーの変換効率の減少が主要な原因であると考えられ、力学的なメカニズムとして活動的歩行の非効率的な側面が捉えられた。また、自然歩行をベースラインとして求めた活動的歩行の機械的仕事の個人差は、す



すべての速度において総仕事と酸素摂取量の個人差との強い関連を示す一方、1.11 m/sec では外的仕事と、1.94 m/sec では内的仕事と有意な相関を示した。すなわち、1.11 m/sec では主に身体重心の動き(外的仕事や鉛直方向の仕事)の個人差が酸素摂取量の変動に影響したが、速歩(1.94 m/sec)ではむしろ四肢の動き(内的仕事)の個人差が酸素摂取量の変動に関与したと考えられた。なお、活動的歩行時の酸素摂取量の変動の7~9割を総仕事が説明することが明らかとなった。振り子モデルとして捉えたエネルギー変換効率が低いということは、それを補う筋活動が要求されることを意味するため、活動的歩行ではそれに伴うエネルギー代謝が促進されると考えられた。このように、いずれの速度においても活動的歩行の機械的仕事関連変数がエネルギー消費量に影響を与えている側面がうかがえるが、速歩でなくともエネルギー消費量を高めることは可能であるということがAzuma(2005)の研究と同様に支持され、その機序が機械的仕事の増大、とりわけ振り子の効率的減少に伴う外的仕事の増大と関連していることが示唆された。

したがって、安定して実施できる普通の速度での活動的歩行は、身体重心の振り子のエネルギー変換効率を低減し、筋活動を高めることによって酸素摂取量を大きくする運動であると捉えられた。

## (2) 換気性作業閾値からみたトレッドミル水平負荷牽引歩行の特徴

トレッドミル歩行に水平負荷を漸増し、呼吸応答を連続して測定した結果、トレッドミル水平負荷牽引歩行の換気性作業閾値が検出された。この水準での酸素摂取量、心拍数、および仕事率を自転車エルゴメーター作業時と比較したところ、酸素摂取量はトレッドミル水平負荷牽引歩行時の方が大きかったが、仕事率は自転車エルゴメーター作業時の方が大きかった。また、心拍数には有意差は認められなかった。したがって、トレッドミル水平負荷牽引歩行の換気性作業閾値は自転車エルゴメーター作業時よりも小さな仕事率で出現するが、換気性作業閾値での酸素摂取量は自転車エルゴメーター作業時よりも大きかった。その差異は、作業姿勢とそれに関連した(運動に貢献する)筋群の違いから生ずると推

察された。すなわち、トレッドミル水平負荷牽引歩行は自転車エルゴメーター作業よりも多くの筋群が貢献する全身性作業の運動であり、そのために換気性作業閾値において大きな酸素摂取量が導かれたと考えられる。一方、トレッドミル水平負荷牽引歩行の換気性作業閾値の再現性は高く、これまでに報告されている自転車エルゴメーター作業に比肩するものであることが示された。

これらのことから、トレッドミル水平負荷牽引歩行は安全で有効なトレーニング水準としての換気性作業閾値を設定することが可能な再現性の高いエルゴメトリーであることが示唆された。

## Ⅶ. 総 括

現代社会においては、飽食と機械文明による運動不足の結果、付加運動によるエネルギー消費が生活習慣病予防などの観点から必要になってきた。その中で、人間の基本的な日常生活動作である歩行が安全で有効な運動様式として広く採用されている。歩行は、元来、長く移動できる推進手段として、身体重心の位置エネルギーと運動エネルギーの効率的な授受による振り子的なメカニズムによって筋活動が省力化された移動運動である。しかしながら、健康増進を目的に付加運動としてより多くのエネルギーを消費することが歩行に求められ、速歩が奨励されてきた歴史的経緯の延長上で、歩き方の工夫、すなわち、活動的歩行動作が考案された。活動的歩行動作は速歩でなくとも運動量を高めることができる歩き方である。すなわち、普通速度(4 km/hr程度)では大きな腕振りや歩幅の拡大によって、身体重心のなす機械的仕事を増大させ、エネルギー代謝を増加させることが可能である。バイオメカニクス的に説明するならば、活動的歩行は、普通速度においては身体重心の振り子的なエネルギー変換効率を低くして大きな外的仕事を導き、結果として筋活動を増大させる。したがって、速い動きの制限があるような低体力者や高齢者には、普通速度での活動的歩行はより安全な運動手法(歩行方法)として推奨できるといえる。

一方、日常生活における歩行の多くは水平歩行である。水平歩行は人間の生活における基本的な活動様式のひとつである。生来獲得した水平歩行のスキルによって実施できる身体トレーニングはあらゆる年齢層の人びとに対して受け入れやすく、且つ、安全性が高いことが想定される。活動的歩行はアクティブな動作を意図的に実施してエネルギー消費量を増やす運動であるのに対し、トレッドミル水平負荷牽引歩行は前方への推進を阻害する負荷を課す手法によって動きの変更を伴わずにエネルギー消費量を増やすエルゴメトリーである。この運動では特別なテクニックは要求されず、ただ水平負荷に抗して歩くことで運動量を増やすことが可能となる。それを適度なトレーニングとする負荷の目安としての換気性作業閾値においては、自転車エルゴメーター作業時の換気性作業閾値と比較すると大きな酸素摂取量が導かれることが明らかとなった。トレッドミル水平負荷牽引歩行は自転車エルゴメーター作業に比べて多くの筋群が貢献する全身作業性の運動であることがそ

の原因のひとつであると推察された。自転車エルゴメーターは健康運動機器として普及し、運動処方において広く活用されているが、より多くの筋群が貢献し、且つ、移動能力の維持を課題(寝たきり予防など)とする身体トレーニングが高齢化社会に向けて期待される中、高度なテクニックや素早い動きが要求されないトレッドミル水平負荷牽引歩行は、安全で有効な換気性作業閾値レベルでの全身作業性トレーニングを可能とする手法であることが提案できる。

これらのことから、普通の歩行速度において自らの動きによって運動量を大きくする活動的歩行のバイオメカニクスの特徴が機械的仕事の観点から、一定速度(普通の歩行速度)のもとで外的負荷によって運動量を大きくするトレッドミル水平負荷牽引歩行の運動生理学的な特徴が換気性作業閾値の観点からそれぞれ明らかとなった。健康社会の実現を目指した身体運動技法の関心が高まる中、「活動性を高める歩行」に関するこれらの知見は基礎的資料としてトレーニング計画や運動処方の立案に役立てられることが大いに期待される。さらには、それらの運動による健康上の具体的な効果を明らかにしていくことが今後の課題である。

## 参考文献

- Aleshinsky SU. An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem- II. Movement of the multi-link chain model. *Journal of Biomechanics*, 19: 295-300, 1986.
- Asmussen E and Bonde-Petersen F. Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 92: 537-545, 1974.
- Åstrand P-O and Saltin B. Maximal oxygen uptake and heart rate in various types of muscular activity. *Journal of Applied Physiology*, 16: 977-981, 1961.
- 東 章弘, 山本博男. 下駄による歩行のエネルギー消費量および機械的効率. *バイオメカニクス研究*, 5, 144-148, 2001.
- Azuma A. Effects of vigorous gait during treadmill walking on metabolic cost. *Health Sciences*, 21: 212-217, 2005.
- Bhambhani Y, Singh M. Metabolic and cinematographic analysis of walking and running in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17: 131-137, 1985.
- Bergh U, Kanstrup IL, Ekblom B. Maximal oxygen uptake during exercise with various combinations of leg and arm work. *Journal of Applied Physiology*, 41: 191-196, 1976.
- Bijker KE, De Groot G, Hollander AP. Delta efficiencies of running and cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33: 1546-1551, 2001.
- Brooke-Wavell K, Athersmith LE, Jones PR, Masud T. Brisk walking and postural stability: A cross-sectional study in postmenopausal women. *Gerontology*, 44: 288-292, 1998.
- Brooke-Wavell K, Jones PR, Hardman AE, Tsuritan, Yamada Y. Commencing, continuing and stopping brisk walking: effects on bone mineral density, quantitative ultrasound of bone and markers of bone metabolism in postmenopausal women. *Osteoporosis International*, 12: 581-587, 2001.
- Bunc V and Leso J. Ventilatory threshold and work efficiency during exercise on a cycle and rowing ergometer. *Journal of Sports Sciences*, 11: 43-48, 1993.

- Burdett RG, Skrinar, GS, Simon S. Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 1: 63-72, 1983.
- Caiozzo VJ, Davis JA, Ellis JF, Azus JL, Vandag-riff R, Prietto CA and McMaster WC. A comparison of gas exchange indices used to detect the anaerobic threshold. *Journal of Applied Physiology*, 53: 1184-1189, 1982.
- Carroll JF, Pollock ML, Graves JE, Leggett SH, Spitler DL, Lowenthal DT. Incidence of injury during moderate- and high-intensity walking training in the elderly. *Journal of Gerontology*, 47: M61-66, 1992.
- Cavagna GA, Saibene EP, Margaria R. External work of walking. *Journal of Applied Physiology*, 21: 271-278, 1963.
- Cavagna GA, Margaria R. Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology*, 233: R243-R261, 1966.
- Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology (London)*, 262: 639-657, 1976.
- Cavagna G, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology (London)*, 268: 467-481, 1977.
- Cavagna GA, Franzetti P, Fuchimoto T. The mechanics of walking in children. *Journal of Physiology (London)*, 343: 323-339, 1983.
- Cavagna GA and Franzetti P. The determinants of the step frequency in walking in humans. *Journal of Physiology (London)*, 373: 235-242, 1986.
- Cavanagh PR, Lafortune MA. Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13: 397-406, 1980.
- Chao E, Laughman R, Schneider E, Stauffer R. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16: 219-233, 1983.
- Cooke CB, McDonagh MJ, Nevill AM and Davies CT. Effects of load on oxygen intake in trained



- boys and men during treadmill running. *Journal of Applied Physiology*, 71: 1237-1244, 1991.
- Davis JA, Frank MH, Whipp BJ and Wasserman K. Anaerobic threshold alterations caused by endurance training in middle-aged men. *Journal of Applied Physiology*, 46: 1039-1046, 1979.
- Davis JA, Whipp BJ, Lamarra N, Huntsman DJ, Frank MH, Wasserman K. Effect of ramp slope on determination of aerobic parameters from the ramp exercise test. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14: 339-343, 1982.
- Dickinson S. The efficiency of bicycle-peddalling, as affected by speed and load. *Journal of Physiology (London)*, 67: 242-255, 1929.
- Donovan CM, Brooks GA. Muscular efficiency during steady-rate exercise. II. Effects of walking speed and work rate. *Journal of Applied Physiology*, 43: 431-439, 1977.
- Faber MJ, Bosscher RJ, Chin A Paw MJ, van Wieringen PC. Effects of exercise programs on falls and mobility in frail and pre-frail older adults: A multicenter randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87: 885-896, 2006.
- Gettman LR, Ayres JJ, Pollock ML, Durstine JL, Grantham W. Physiologic effects on adult men of circuit strength training and jogging. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 60: 115-120, 1979.
- Graves JE, Martin AD, Miltenberger LA, Pollock ML. Physiological responses to walking with hand weights, wrist weights, and ankle weights. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 20: 265-271, 1988.
- Hardman AE, Hudson A, Jones PR, Norgan NG. Brisk walking and plasma high density lipoprotein cholesterol concentration in previously sedentary women. *British Medical Journal*, 299: 1204-1205, 1989.
- Heglund NC, Fedak MA, Taylor CR, Cavagna GA. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. IV. Total mechanical energy changes as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology*, 97: 57-56, 1982.

- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceeding of the Royal Society B*, 126: 136-195, 1938.
- Himann JE, Cunningham DA, Rechnitzer PA. Age-related changes in speed of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20: 161-166, 1988.
- Hoffmann JJ, Loy SF, Shapiro BI, Holland GJ, Vincent WJ, Shaw S, Thompson DL. Specificity effects of run versus cycle training on ventilatory threshold. *European Journal of Applied Physiology*, 67: 43-47, 1993.
- Jones NL, Ehram RE. The anaerobic threshold. *Exercise and Sports Science Reviews*, 10: 49-83, 1982.
- Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, 11: 253-259, 1996.
- Kelsey JL, Procter-Gray E, Hannan MT, Li W. Heterogeneity of falls among older adults: implications for public health prevention. *American Journal of Public Health*, 102: 2149-2156, 2012.
- Komatsu T, Kim KJ, Kaminai T, Okuizumi H, Kamioka H, Okada S, Park H, Hasegawa A, Mutoh Y, Yamamoto I. Clinical factors as predictors of the risk of falls and subsequent bone fractures due to osteoporosis in postmenopausal women. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 24: 419-424, 2006.
- Lejeune TM, Willems PA, Heglund NC. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *Journal of Experimental Biology*, 201(Pt3): 2071-2080, 1998.
- Lloyd BB and Zacks RM. The mechanical efficiency of treadmill running against a horizontal impeding force. *Journal of Physiology (London)*, 223: 355-363, 1972.
- Margaria R, Cerretelli P, Aghemo P, Sassi G. Energy cost of running. *Journal of Applied Physiology*, 18: 367-370, 1963.

- Marshall RN. Foot mechanics and joggers' injuries. *New Zealand Medical Journal*, 88: 288-290, 1978.
- Martin PE, Morgan DW. Biomechanical considerations for economical walking and running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24: 467-474, 1992.
- Mader A, Heck H. A theory of the metabolic origin of anaerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 7: 45-65, 1976.
- Marti B. Health effects of recreational running in women. Some epidemiological and preventive aspects. *Sports Medicine*, 11: 20-51, 1991.
- 宮下充正, 山本義春, 田村真一, 篠原稔, 武藤芳照. 換気性作業閾値が無酸素性作業閾値を与える. *体育の科学*, 5: 397-404, 1989.
- 宮下充正. ウォーキング科学—その現代的課題—. *Health Sciences*, 19: 177-183, 2003.
- 三浦孝仁. 日本人の換気性閾値—健康づくりの運動処方指標として—. *日本公衆衛生雑誌*, 43: 220-230, 1996.
- Montoye HJ, Ayen T, Nagle F, Howley ET. The oxygen requirement for horizontal and grade walking on a motor-driven treadmill. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 17: 640-645, 1985.
- Morris JN, Hardman AE. Walking to health. *Sports Medicine*, 23: 397-400, 1997.
- Murphy MH, Hardman AE. Training effects of short and long bouts of brisk walking in sedentary women. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 30: 152-157, 1998.
- Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *Journal of Bone and Joint Surgery*, [Am] 46-A: 335-360, 1964.
- Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM, Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 2: 272-280, 1984.
- Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, 59: 87-91, 1985.

- Nemoto I, Miyashita M. Aerobic and anaerobic threshold of Japanese male adults. *Journal of Human Ergology*, 9: 183-189, 1980.
- Nilsson S. Jogging injuries: an overview. *Scandinavian Journal of Social Medicine*, Suppl. 29:171-178, 1982.
- Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136: 217-227, 1989.
- Pollock ML, Gettman LR, Milesis CA, Bah MD, Durstine L, Johnson RB. Effects of frequency and duration of training on attrition and incidence of injury. *Medicine and Science in Sports*, 9: 31-6, 1977.
- Paillard T, Lafont C, Costes-Salon MC, Rivière D, Dupui P. Effects of brisk walking on static and dynamic balance, locomotion, body composition, and aerobic capacity in ageing healthy active men. *International Journal of Sports Medicine*, 25: 539-46, 2004.
- Prud'homme D, Bouchard C, Leblance C, Landry F, Lortie G, Boulay MR. Reliability of assessments of ventilatory thresholds. *Journal of Sports Sciences*, 2: 13-24, 1984.
- Pugh LG. The influence of wind resistance in running and walking and the mechanical efficiency of work against horizontal or vertical forces. *Journal of Physiology (London)*, 213:255-276, 1971.
- Ready AE, Drinkwater DT, Ducas J, Fitzpatrick DW, Brereton DG, Oades SC. Walking program reduces elevated cholesterol in women postmenopause. *Cardiovascular Medicine*, 11: 905-912, 1995.
- Reybrouk T, Heigenhauser GH, Faulkner JA. Limitations to maximum oxygen uptake in arm, leg, and combined try. *Journal of Applied Physiology*, 38: 774-779, 1975.
- Roydhouse N. Heat stroke in runners. *New Zealand Medical Journal*, 89: 361, 1979.
- Spelman CC, Pate RR, Macera CA, Ward DS. Self-selected exercise intensity of habitual walkers. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 25:1174-1179, 1993.

- Stenberg J, Åstrand P-O, Ekblom B. Hemodynamic response to work with different muscle groups, sitting and supine. *Journal of Applied Physiology*, 22: 61-70, 1967.
- Stensel DJ, Brooke-Wavel K, Hardman AE, Jones PR, Norgan NG. The influence of a 1-year programme of brisk walking on endurance fitness and body composition in previously sedentary men aged 42-59 years. *European Journal of Applied Physiology*, 68: 531-537, 1994.
- Swaine IL, Emmett J, Murty D, Dickinson C, Dudfield M. Rating of perceived exertion and heart rate relative to ventilatory threshold in women. *British Journal of Sports Medicine*, 29: 57-60, 1995.
- 高峰 修. 社会におけるウォーキングの“動き”を考える. *バイオメカニクス研究*, 3: 188-194, 1999.
- Tagliaferro AR, Kertzer R, Davis JR, Janson C, Tse SK. Effects of exercise-training on the thermic effect of food and body fatness of adult women. *Physiology & Behavior*, 38: 703-10, 1986.
- Thompson PD, Stern MP, Williams P, Duncan K, Haskell WL, Wood PD. Death during jogging or running. A study of 18 cases. *JAMA*, 242: 1265-1267, 1979.
- Winter DA. Analysis of instantaneous energy of normal gait. *Journal of Biomechanics*, 9: 253-275, 1976.
- Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, New York, pp. 27-45, 1990.
- Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal, and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198(Pt2): 379-393, 1995.
- Williams KR. A Model for the calculation of mechanical power during distance running. *Journal of Biomechanics*, 16: 115-128, 1983.
- Williams KR. The relationship between mechanical and physiological energy estimates. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 17: 317-325, 1985a.
- Williams, KR. A comparison of 2-D versus 3-D analyses of distance running kinematics. In D. A.

- Winter, R. Norman, R. Wells, K. Hays, & A. Patla (Eds.), *Biomechanics, IX-B* (Vol. 5B).  
Champaign, IL: Human Kinetics Publ. pp. 331-336, 1985b.
- Workman JM, Armstrong BW. Oxygen cost of treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*,  
18: 798-80, 1963.
- 吴 婷琦, 渡部和彦. 高齢女性における各種の強調歩行が歩行動作に及ぼす影響: 歩行速度,  
足底圧力, 足部動作の変化に着目して. *体育学研究*, 50: 651-661, 2005.
- Yanker GD (月守晋訳). エクササイズウォーキング. *講談社文庫*, 1987.
- Yano T. Oxygen uptake and efficiency related to external work rate during loaded walking. *Journal  
of Sports Medicine and Physical Fitness*, 29: 388-393, 1989.
- 山本義春, 宮下充正. これまでのATとこれからのAT(AT[無酸素性作業閾値]とはなにか).  
*体育の科学*, 39: 348-368, 1989.
- Zacks RM. The mechanical efficiencies of running and bicycling against a horizontal impeding  
force. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie*, 31: 249-258, 1973.
- Zarrugh MY. Power requirements and mechanical efficiency of treadmill walking. *Journal of  
Biomechanics*, 14: 157-165, 1981.

付 記

本論文のデータは、著者が財団法人福井県健康管理協会の職員であったときにふくい健康の森けんこうスポーツセンターにおいて、野阪智弘氏および奥山実男氏他の協力を得て研究を目的として採取されたものである。さらに、その研究の要旨は第22回日本健康科学学会(平成18年)および第23回日本健康科学学会(平成19年)において口頭発表した。本論文はそれらに加筆・修正を施した参考論文2編を基礎として、一体的に構成したものである。