下駄による歩行の機械的効率

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 山本, 博男, 穴田, 生, 東, 章弘 メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/20436

下駄による歩行の機械的効率

山本　博男，穴田　　生*，東　　章弘*

Mechanical Efficiency of Treadmill Walking with Getas against a Horizontal Impeding Force

Hiroh YAMAMOTO, Ikuo ANADA, and Akihiro AZUMA

は　じ　め　に

ヒトが，重力に抗し，立ち，歩く歴史には，有史以来，足裏と大地の深いつながりがあった。ブラーシュ[11]によれば，「土のことなら何によらず献げる細かい世話と周到な注意とそして愛情がある」日本人はとりわけ，大地から受けた莫大な恵みと文化を今も背負って生きている。これら土に根ざした我々祖先が，用いてきた「下駄」は，原始農耕において使われた田下駄より発展した履物である。

明治維新以後，西洋化によって靴が広く利用され，下駄はしだいに姿を消しつつあるが，日本では庶民の生活用具として長く用いられてきた。一方，中国で，「木屐(mùzhī)」と呼ばれる下駄は，農耕文化を育むアジアの諸地域で使われていた。従って，我々の歩行は，歴史的にも下駄と深い関係があると考えられる。更に，木を基調とした日本人と自然との深いつながりの中で下駄は一種の工芸にまで高められ，文化財的価値を帯びてきたといえる。この今や消えつつある文化遺産的存在として，下駄に対して行われている研究は，現在，文化人類学的，民俗学的研究が中心となっている[10]。しかしながら，靴，シューズ，ハイヒールなど現代の履物により，槌瓜，外反拇指，嵌入瓜等の足の障害が数多く報告されている今日，日本の歴史，風土に合った下駄が，日本人の歩行にどのような影響を及ぼすのかについて知見を得る必要がある。本研究では，下駄による歩行が，シューズや靴による歩行と比べてどのような点に特徴があるのかを探ぐるため，下駄による歩行においてどのようなメカニズムで筋がどのように機械的仕事を営むのかの観点から解析を行った。

従って，本研究の目的は，下駄による歩行の機械的効率を求め，その動作をバイオメカニクス的手法を用いて解析し，検討することである。

方　　法

被検者は，金沢大学教育学部体育科の男子学生3名であった(表1)。実験には，一般男性用の下駄（高さ4.6cm）と厚歯（高さ7.7cm）を使用した。全ての被検者は，歩行に障害を及ぼし得る病歴はなく，測定器具，実験手順及び下駄，厚歯による歩行に充分慣れていた。

Table 1. Physical characteristics of subjects

Subject	Age (yrs)	Height (cm)	Body Weight (kg)	$\dot{V}O_2max$ (l/min.)	(ml/kg/min.)
H. G.	24	180	74.7	3.45	46.2
A. A.	23	162	55.9	2.83	50.5
T. F.	21	173	69.6	3.88	55.7

機械的効率は，Lloyd and Zacks (1972)[7]のトレッドミル水平負荷法に従い，被検者の腰部ベルトから水平後方にかけたおもりを外的仕事として，仕事の変化率とエネルギー消費の変化率との比率から Apparent Efficiency を求めた。おもりは，トレッドミル歩行開始後4分間は0 kgとし，その後4分毎に負荷を漸増した。歩行スピードは，3.0，3.3，3.6そして4.0km/hの4種類，歩行時間は16～32分の範囲で，ス

平成3年9月17日受理

* 金沢大学大学院

ピードと時間は，それぞれ無作為に組み合わせた。負荷歩行最終段階のおもりの重さは全て４kgであった。エネルギー消費量は，各４分の最後の１分間に，ダグラスバック法により呼気を採気し，ショランダー微量ガス分析器により$\dot{V}O_2$を求め，$\dot{V}O_2$ 1 ℓ を５kcalとして当量変換し，計算した。下駄による歩行の効率測定は，全ての被検者において10試行行い，厚歯による歩行においては２～５試行行った（写真１）。尚，外的仕事率とエネルギー消費率との相関は，ピアソンの相関係数を用い，t検定により，５％を有意水準とした。全ての測定終了後，自転車エルゴメーターにより，各被検者の$\dot{V}O_2max$を

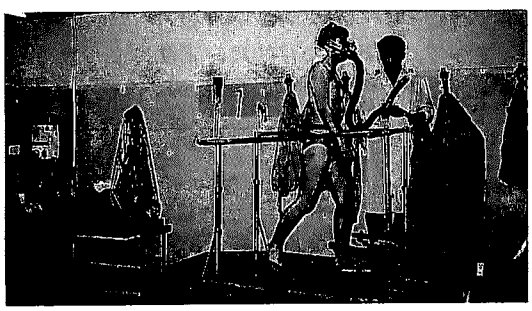

Photo 1. Treadmill walking with getas against a horizontal impeding force.

測定した。

効率測定後，被検者の木製通路（長さ5.5m）上における素足，下駄，厚歯による歩行の床反力，下肢関筋角度変化，下肢筋群の筋電図を記録した（図１）。床反力は，フォースプレートにより，乗直，前後，左右の力を検出し，ストレインアンプ（三栄測器社製６M46型）を介して電磁オシログラフ（三栄測器社製ＰＨ－５Ｌ型）に記録した。また，自作したエレクトロゴニオメーターを用いて腰，膝，足関筋の角度変化を記録した。筋電図は，大腿直筋，大腿二頭筋，前脛骨筋，腓腹筋の４筋を被検筋とし，テレメーター（日本電機三栄株式会社製511）により，時定数0.03で焼ペン式記録器（三栄測器社製８Ｋ22－Ｉ－Ｌ）に記録した。また側方2.5mからＶＴＲ撮影を行い，ビデオモーションアナライザー（ＳＯＮＹ社製ＳＭＣ－70Ｇ）を用い，30

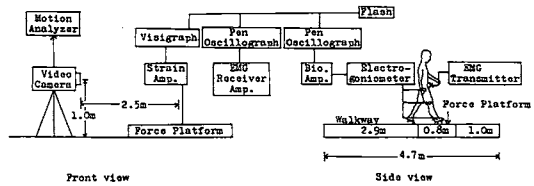

Figure 1. Schematic diagram of experimental apparatus

fpsで解析し，床反力，筋電図，ゴニオグラムと動作を同期した。

結果と考察

下駄乃び厚歯による歩行の機械的効率は，３人の被検者において，下駄で平均30.0±4.72%，厚歯で平均25.5±3.88%であった（表２）。図２に被検者Ｔ.Ｆ.の下駄，厚歯による歩行の外的仕事率とエネルギー消費率との関係を示した。トレッドミル水平負荷法を用いて測定された歩行の機械的効率は，Asumussen and Bonde-Petersen（1977）[1]では32.3%，Yamamoto and Takahata（1980）[12]では，32.9±2.86%と報告されており，本研究で得た下駄及び厚歯による歩行の機械的効率は，これらよりも低い値を示した。この原因について，生化学的解釈が不可能であるので，第一に弾性エネルギー利用が少ないことが考えられる。また，表２に示した，エネルギー消費量からみた効率Ek（Gross Energy Cost, kcal/kg/km）は，下駄，厚歯による歩行のどちらにおいても，Howley and Glover（1974）[6]，Bhambhani and Singh（1984）[2]の示す歩行時の値よりも大きかった。

ＶＴＲより算出した，各種歩行における歩行速度，サイクル時間，歩数，歩幅，スタンス時間，スイング時間，二重支持時間，片足支持時間の平均値を表３に示した。通路が5.5mと短かかったために，被検者の自然な速度で歩行する意識が制限されたかもしれないが，下駄による歩行は，素足，厚歯による歩行に比べ最も速い値（4.47km/h）を示した。他の項目に関して

Table 2. Values for apparent efficiency and Ek of walking with getas and atsubas (Mean±S. D.)

Subject	Efficiency(%) Geta	Atsuba	Ek(kcal/kg/km) Gata	Atsuba
H. G.	29.6±4.86	23.8±5.97	0.82±0.155	0.84±0.097
A. A.	29.7±5.15	26.3±2.54	0.88±0.083	0.89±0.080
T. F.	30.6±4.59	26.5±0.42	0.88±0.096	0.96±0.064

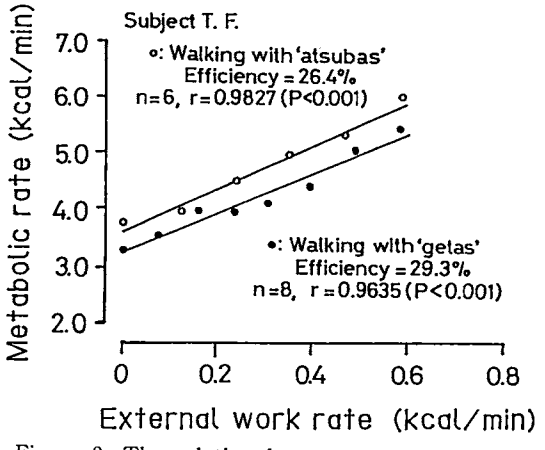

Figure 2. The relation between metabolic rate against external work rate for subject T. F. Lines fitted are linear regression.

は，各種歩行間で大きな違いはなく，歩幅では，下駄，厚歯による歩行の場合が，素足の場合より約2 cm長く，二重支持時間の割合は，素足による歩行よりも，下駄，厚歯による歩行の方がわずかに大きかった。

床反力波形において，Chao ら(1983)[4] の定義したピーク荷重のパラメーターを一部修正し，力の項目に関して F_1—F_7，時間の項目に関して T_1—T_7を用い(図3)，3人の被検者における各種歩行時のそれぞれの平均値を図4にプロットした。下駄及び厚歯による歩行の床反力は，垂直方向，前方向，側方にかかる最初のピーク荷重（F_1，F_4，F_6）において，素足による歩行よりもやや大きい傾向があった。このことは，下駄や厚歯が，歩行動作の推進に対して，ブレーキ力を大きくさせる履物であると考えられる。また，後方向へのキック力として示されるピーク荷重（F_5）においても，下駄や厚歯の方が素足による歩行よりもわずかに大きかった。一方，各種歩行における時間的パラメーターには大きな差異はみられなかった。床反力波形においては，下駄による歩行の特徴的な傾向として，接地直後に起こる突発的ピーク荷重がみられる（図5）。シューズによる歩行では，この突発的荷重は緩衝されるが，Payne(1978)[9] は，走行などの激しい接地の場合に，所謂この "heel-spike" が観察されると述べている。この衝撃は，後歯の接地によって引き起こされる現象であり，逆に後方向の床反力として働くキック力は，前歯一枚が任っているといえる。

素足，下駄，厚歯による歩行の下肢関筋のゴニオグラム及び下肢4筋の筋電図を図6に示した。下駄及び厚歯による歩行の膝関筋角度変化において，素足に比べ，離地(Toe-off)前の伸展が大きい傾向があった。これは Gollnick ら(1964)[5] の示すハイヒールによる歩行，Murray ら(1984)[8] の示す速い歩行と似ている。この現象は，スタンス期後半，即ち推進時に，

Table 3. Average stride dimensions and temporal components during each walking condition

Parameter	Barefoot	Geta	Atsuba
Velocity (km/h)	4.00±0.48	4.47±0.78	4.09±0.87
Cycle duration (s)	1.18±0.09	1.11±0.10	1.20±0.10
Cadence (steps/min)	102.1±7.31	108.0±9.01	100.9±6.84
Step length (cm)	65.4±5.80	68.9±7.56	67.3±9.89
Step length (% stature)	38	38	38
Stance time (s)	0.75±0.04	0.72±0.05	0.75±0.07
Swing time (s)	0.43±0.05	0.47±0.11	0.45±0.03
Stance time (% cycle)	64	65	62
Swing time (% cycle)	36	35	38
Double-support time (s)	0.14±0.02	0.15±0.04	0.17±0.04
Single-support time (s)	0.60±0.06	0.57±0.06	0.58±0.03
Double-support time (% cycle)	12	13	14
Single-support time (% cycle)	52	51	48

Mean±S. D.

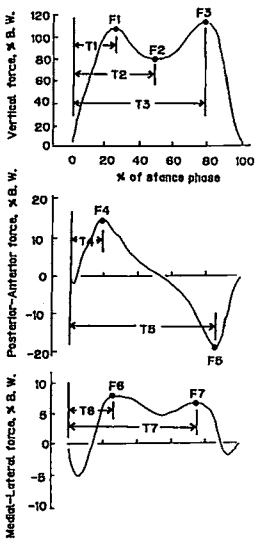

Figure 3. Basic parameters used to describe the ground reaction forces (Modified from Chao et al., 1983)

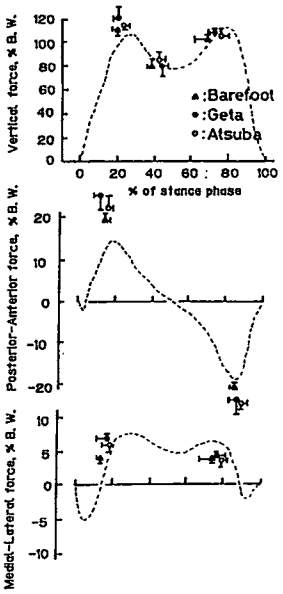

Figure 4. Mean values and 1S. D. of basic parameters defined in this study. Dotted curves were cited from Chao et al. (1983) as a general pattern of ground reaction forces in adult level walking.

前歯に体重を移行する時に踵が高くなることに関係があるかもしれない。また足関節の角度変化には，各種歩行間，また被検者間でばらつきがあった。

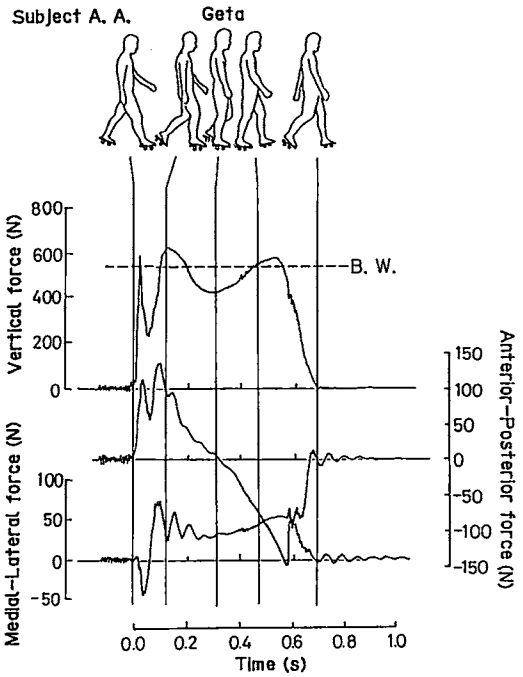

Figure 5. Force curves of subject A. A. during walking with getas.

各種歩行における下肢４筋の放電パターンは，ほぼ同じ傾向を示したが，筋電図波形を積分した結果，大腿直筋と大腿二頭筋の筋活重量において，下駄，厚歯の方が素足による歩行よりも大きい傾向があった(図７)。また下腿の筋，即ち前脛骨筋，腓腹筋の筋放電量は，被検者間，各種歩行間にばらつきがみられた。このことは，足関筋角度変化におけるばらつきと関連があるかもしれないが，３人の被検者の足のサイズが一様でなかったにもかかわらず，下駄，厚歯は同一のものを用いたために，被検者の足裏における歯の位置に，それぞれ違いがあったとも考えられる。Murray ら(1984)[8] は，歩行速度が増加すると，下肢の筋活動が増加すると述べているが，本研究では，スピードの要因よりも，下駄や厚歯が，歩行時に大腿部の大きな筋活動を要求することがわかった。更に，Yang and Winter (1985)[13] は，足関節の筋の主な働きは，重力に打ち勝つことであり，膝・腰関節の筋が身体各部を加・減速させると述べていることか

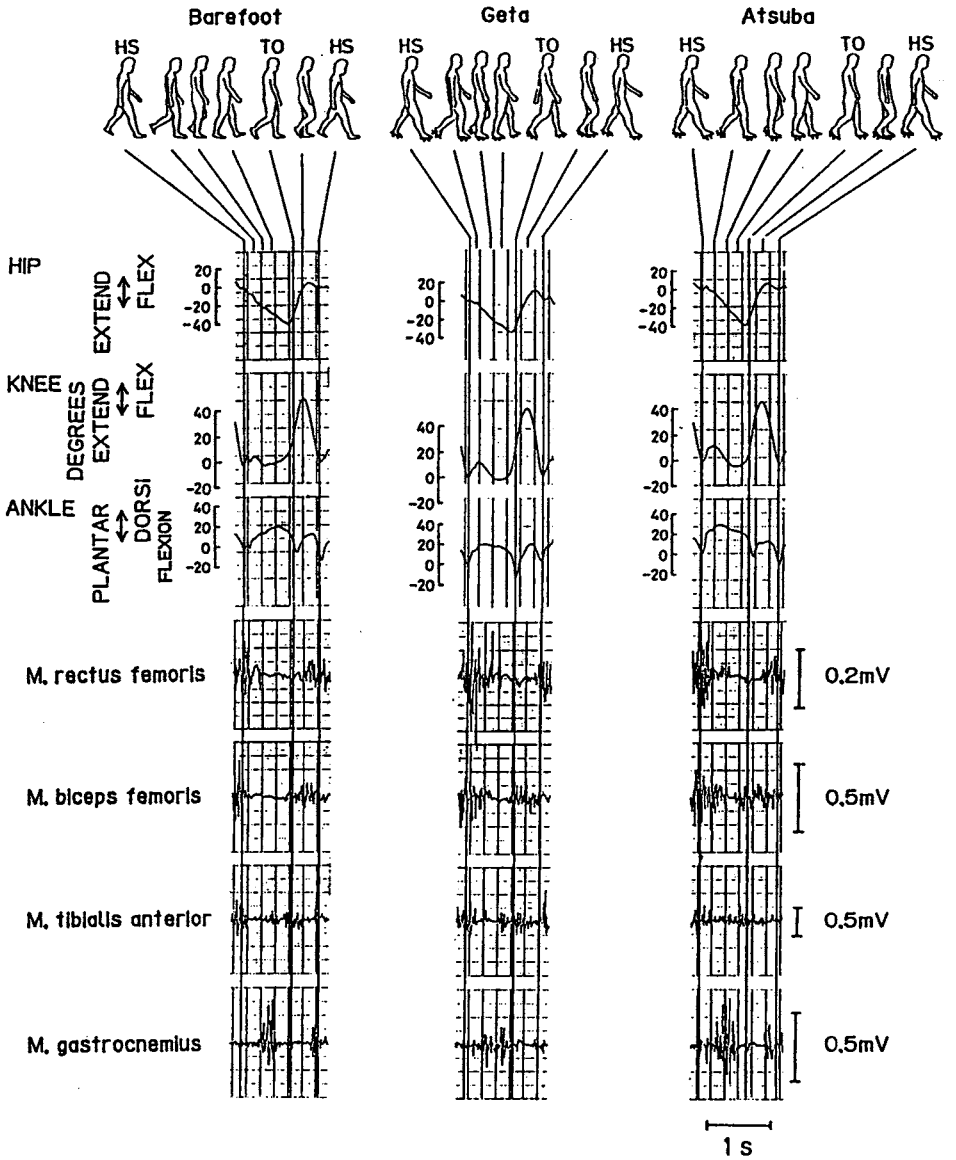

Figure 6. Goniograms of hip, knee and ankle action, and electromyograms of M. rectusfemoris, M. biceps femoris, M. tibialis anterior and M. gastrocnemius during each walking condition for subject T. F.

ら，下駄，厚歯の下肢筋に及ぼす影響が，大腿に現れたのは，推進時の調節を主に膝関節，腰関節が行っているためと考えられる。

これらのことから，床反力におけるブレーキ力の増加，それに伴う大腿部筋活動の増加，更に離地前膝伸展といった，力や動きのロスが，従来報告されている歩行の効率[1)13)]に比べ下駄による歩行の効率が低かったことの原因ではないかと考えられる。

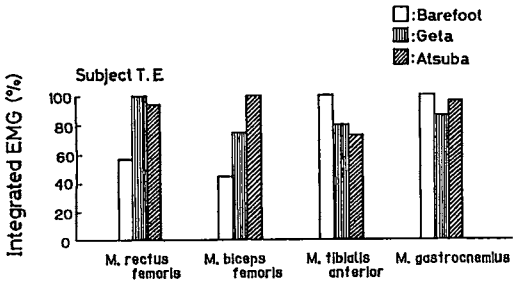

Figure 7. Integrated EMG activity during each walking condition. Maximum activity was used as a base line (or 100%), and values for other walking conditions were presented as a percentage of this base line.

結　論

1．下駄による歩行の機械的効率は，平均30.0±4.72%であり，下肢筋群の弾性エネルギー利用が少ないと考えられる。

2．下駄による歩行の膝関節角度変化において，離地前伸展の傾向がみられた。

3．下駄による歩行の床反力は，ブレーキ力としてのピーク荷重において，素足による歩行よりも大きい傾向があった。

4．大腿直筋，大腿二頭筋における筋活動量は，下駄による歩行の方が，素足による歩行よりも大きかった。

尚，本研究は，第42回日本体育学会で発表された。

参 考 文 献

1）Asumussen, E. and F. Bonde-Petersen：Apparent efficiency and strage of elastic energy in human muscles during exercises. Acta Physiol. Scand. 92：537-545, 1974.

2）Bhambhani, Y. and M. Singh：Metabolic and cinematographic analysis of walking and running in men and women. Med. Sci. Sports Exerc. 17(1)：131-137, 1985.

3）Cavagna, G. A. and M. Kaneko：Mechanical work and efficiency in level walking and running. J. Physiol. 268：467-481, 1977.

4）Chao, E. Y., R. K. Langhman, E. Schneider and R. N. Staffer：Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. J. Biomechanics, 16：219-233, 1983.

5）Gollnick, P. D., C. M. Tipton, P. V. Karpovich：Electrogoniometric study of walking on high heels. Res. Quart. 35(3) Supplement：370-378, 1964.

6）Howley, E. T. and M. E. Glover：The caloric costs of running and walking one mile for men and women. Med. Sci. Sports, 6(4)：235-237, 1974.

7）Lloyd, B. B. and R. M. Zacks：The mechanical efficiency of treadmill running against a horizontal impeding force. J. Physiol. 223：355-363, 1972.

8）Murray, M. P., L. A. Mollinger, G. M. Gardner, and S. B. Spec：Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. J. Othopedic Res. 2：272-280, 1984.

9）Payne, A. H.：A Comparison of the ground reaction forces in race walking with those in normal walking and running. Biomechanics, VI-A：293-302, 1978.

10）潮田鉄雄：はきもの，法政大学出版局，1987.

11）ブラーシュ，P．著，飯塚浩二訳：人文地理学原理，岩波文庫，1989.

12）Yamamoto, H. and T. Takahata：Mechanical efficiency of treadmill walking, running, and bicycling aganist a horizontal impeding force. Unpublished, 1980.

13）Yang, J. F. and D. A. Winter：Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. Electroenphalography and clinical Neurophsiology, 60：485-491, 1985.