

## 階段昇降における歩行様式の違いが下肢生体内力に及ぼす影響

枝松千尋<sup>\*1</sup> 宮川 健<sup>\*3</sup> 早田 剛<sup>\*2</sup> 山口英峰<sup>\*1</sup> 小野寺昇<sup>\*3</sup>

## 要 約

本研究の目的は、歩行様式が階段歩行中の下肢生体内力に及ぼす影響を明らかにすることにより、階段昇降における安全管理面に関する基礎資料を得ることである。階段昇降中の運動学的データ、力学的データそして筋電位データを計測した。実験条件は、一足一段歩行・二足一段歩行（先導脚）二足一段歩行（後続脚）の3つであった。階段昇降中の関節モーメント、筋張力、関節間力を剛体リンクモデル・筋骨格モデルの二つの数学モデル（山崎（1992））を用いて推定した。結果として、階段昇り歩行では、二足一段歩行は先導脚の大腿四頭筋と後続脚の下腿三頭筋を主動筋とする歩行がなされていた。階段昇り歩行中の膝関節間力は、二足一段歩行は一足一段歩行に対して、先導脚の負担は高まるものの、後続脚の負担を減少させる歩行様式であった。階段降り歩行中の筋張力は、二足一段歩行の後続脚の大腿四頭筋および下腿三頭筋を優位に活動させることで、先導脚の負担を軽減している歩行様式であった。階段降り歩行中の膝関節間力は、二足一段歩行は一足一段歩行に対して後続脚の負担が高まるものの、それ以上に先導脚の負担を軽減できる歩行様式であった。以上のことから、1) 階段昇り歩行において、大腿四頭筋および膝関節に障害がある場合は健側を二足一段歩行の先導脚、患側を後続脚にして昇行することを勧める。また逆に下腿三頭筋に障害がある場合は、健側を後続脚、患側を先導脚にして昇行することを勧める。2) 階段降り歩行において、片側の脚に障害がある場合は、健側を後続脚、患側を先導脚として階段を降行することを勧める。

## はじめに

ADL (Activities of Daily Living; 日常生活動作) を構成する項目の内、最も早く侵されるのが入浴と階段昇降であるといわれ、また階段は日常災害の数多く発生する個所でもある<sup>1)</sup>。そういった場面で、ADLの低い人は、歩行様式を通常の一足一段歩行でなく二足一段歩行に変化させて対応していると予想される。また、階段昇降に関しては整形外科・リハビリテーション分野、スポーツバイオメカニクス分野、人間工学・ロボット工学分野、建築学分野など各分野でさまざまな研究がなされているが<sup>2-12)</sup>、一足一段歩行と二足一段歩行について論じた研究は少ない。そこで、我々は階段昇降における安全を確保するため、階段昇降における歩行様式の違いが下肢の筋張力や関節間力などの生体内力に及ぼす影響を明らかにした。

## 解析方法

本研究では、山崎（1992）<sup>13)</sup>の方法に従い剛体リンクモデル・筋骨格モデルの2つの数学モデルをコンピュータ内に構築し、これらのモデルに被検者の下肢長などの身体寸法データや、階段昇降中のキネマティック・キネティックなデータおよび各筋の筋電位データを入力することで、下肢の関節トルク、筋張力、関節間力を推定した。詳細は山崎（1992）<sup>13)</sup>の報告に述べられているが、ここではその方法の概略および本研究で新たに用いた解析方法について示す。

## 1. 剛体リンクモデル

歩行運動は前額面と矢状面内における独立な2次元運動に近似できると仮定し、身体を2方向の4節剛体リンク系によってモデル化した<sup>13)</sup>。セグメントの質量や慣性モーメントなどの生体物理定数は体重と身体寸法による回帰式から推定した<sup>14,15)</sup>。また

\*1 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科 健康科学専攻 \*2 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科 健康体育学専攻

\*3 川崎医療福祉大学 医療技術学部 健康体育学科

(連絡先) 枝松千尋 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

矢状面内の関節には関節角度と角速度の関数として与えられる抵抗モーメントが存在するとした<sup>13)</sup>。

## 2. 筋骨格モデル

これは身体モデルの2次元性、筋の機能と筋活動の同期性、関係関節数を考慮して図1のように立てられたモデルである。このモデルでは単純化のため以下の仮定がおかれている<sup>13)</sup>。

(1) 中殿筋、大内転筋は主に股関節の内外転運動時に作用するが、腰部の回旋によって伸展や屈曲筋としても作用する。よってこの2つの筋は、腰部の回旋を無視した準3次元モデルとした。

(2) 前額面内の膝関節と足関節まわりの関節モーメントは関節構造で支持するものとした。

(3) 他の9つの筋(大殿筋、腸腰筋群、ハムストリングス、大腿直筋、大腿二頭筋(短頭)、広筋群、腓腹筋、前脛骨筋、ヒラメ筋)は矢状面内にのみ作用するとした。

またモーメントアームは筋の起始停止より幾何学的に関節角度の関数として得られるようにした(16-20)。

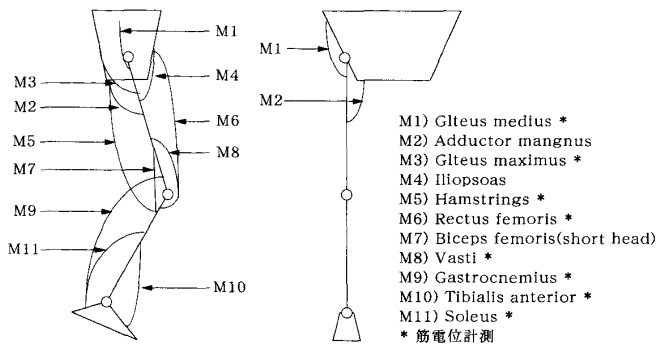


図1 筋骨格モデル

## 3. 筋張力の推定

j 関節の運動に関与する筋張力の総和と関節モーメントの間には次の式が成り立つ、

$$\sum r_{jm} F_m = \tau_j$$

$r_{jm}$ : 第 m 筋の j 関節におけるモーメントアーム,  
 $F_m$ : 第 m 筋の筋張力,  $\tau_j$ : j 関節の関節モーメント

この方程式より筋張力を求める際、方程式の数より未知数である  $F_m$  の数が大となる不静定問題となる。そこで本研究では、最適化手法(最急降下法および一次元探索法)により、以下の目的関数 I をモーメントの釣り合い条件のもとで最小化する筋張力  $F_m$  を求めた。

目的関数

$$I = (\sum (F_m / A_m)^3)^{1/3} + \sum W_m (F_m - F_{emgm})^2$$

$F_m$ : 推定する筋張力,  $A_m$ : m 筋の生理断面積,  
 $W_m$ : 重み係数,  $F_{emgm}$ : 筋電位データを処理して得られる仮の筋張力

制約条件

$$\sum r_{jm} F_m = \tau_j, F_m \geq 0$$

動作の目的関数としては様々なものが提案されているが、本研究では筋のエネルギー消費に直接の関係を持たない筋疲労をモデル化した筋応力の3乗の総和を用いた<sup>13,21)</sup>。目的関数中の重み係数は0.001とし、筋電位を計測できない筋については0とした。よって、筋疲労項の重みが相対的に大きい。Prilutsky<sup>21)</sup>らは協働筋の張力配分のルールを調べるために、歩行中のネコのヒラメ筋・腓腹筋・足底筋の筋張力をE型トランスデューサーを用いて測定し、それとさまざまな目的関数によって得られた推定筋張力とを比較した。その結果、本研究で用いたものを含む非線形の目的関数は、推定筋張力と実測筋張力との平均誤差も少なく、また相関係数が0.9を上回った。よって適切な目的関数を用いた最適化法は歩行や速歩時の筋張力を十分に推定できると報告している。また、本研究で用いた筋張力推定に関する妥当性の検討は文献12で報告した。

## 4. 関節間力の推定

関節間力(bone-on-bone Force)とは、筋張力による圧縮力を含む力であり、剛体リンクモデル中に示される関節反力(joint reaction Force)とは区別される<sup>15)</sup>。本研究では、関節間力は矢状面内のみ求めた。筋骨格モデル中の筋の付着位置より、各筋の張力方向と水平軸とのなす角度を求め、それにより各関節の垂直方向関節間力および水平方向関節間力を求めた。次式に示す。

$$F_{yj} = R_{yj} + \sum f_m \cos(\theta_m)$$

: 水平方向関節間力

$$F_{zj} = R_{zj} + \sum f_m \sin(\theta_m)$$

: 垂直方向関節間力

$R_{yj}$ : j 関節の水平方向関節反力,  $R_{zj}$ : j 関節の垂直方向関節反力,  $f_m$ : j 関節に関与する m 筋の筋張力,  $\theta_m$ : j 関節に関与する m 筋の水平軸とのなす角度。

さらに上式により求められた水平垂直関節間力を、各セグメントの長軸方向とそれと直交する前後方向に分解合成した。本研究では、この方向のものを関節間力とする。図2に膝関節まわりの関節間力を示す。

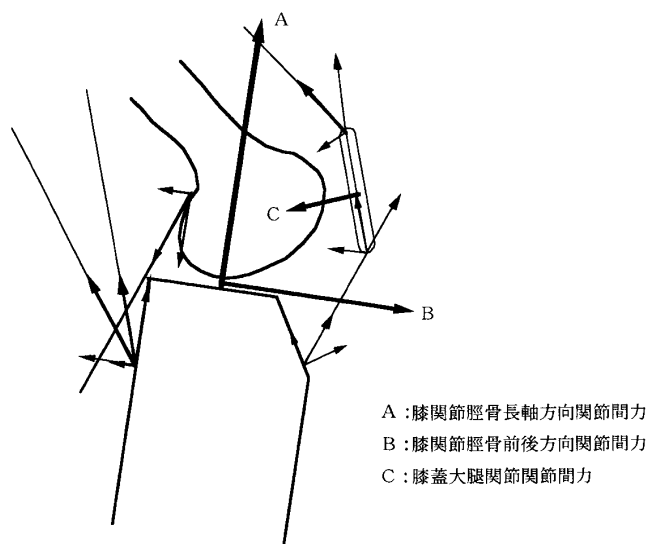


図2 膝関節まわりの関節間力

### 計測方法

生体内力推定に必要なデータは3次元画像データ、床反力データ、筋電位データ、身体寸法データである。2台の高速ビデオカメラ（HSV400, nac）は、被検者の右側方約5mの距離に設置し、被検者の身体右側の耳珠点、転子点、脛骨点、外果点、中足点に貼付した反射マークを毎秒200コマで撮影した。これを3次元自動解析装置（IMAGE DATA ID-8000, nac）およびソフト（MOVIAS 3D, nac）により、マークの3次元位置座標を求め、それを矢状面と前額面に投影することによって各マークの2次元運動データとした。関節中心は計測された体表面マーク位置より身体内側にある。このため足関節については足部セグメントと下腿セグメントのベクトル積方向に足関節幅の半分だけ内挿し、膝関節についても下腿セグメントと大腿セグメントのベクトル積方向に膝関節幅の半分だけ内挿した。股関節についてはオイラーの座標変換を用いて、大腿骨頸部は大腿骨骨幹に対し125°の鈍角をなし、前捻角（頸部と前額面のなす角）は25°であり、また大腿骨骨幹は機能軸に対して6度の鋭角をなしていると言う報告<sup>22)</sup>に基づき内挿した。その後、画像データには6Hzでデジタルローパスフィルター（Fourth-order Butterworth Low-Pass Filter）<sup>15)</sup>をかけた。床反力および床反力作用点については、フォースプレート（竹井機器）を用いて計測し、200Hzでコンピュータに取り込んだ後、6Hzでデジタルローパスフィルターをかけた。筋電位については、EMGテレメーター（日本光電）を用いて表面電極法により身体右側の中殿筋、大殿筋、大腿直筋、大腿二頭筋（長頭）、内側広筋、腓腹筋（内側頭）、前脛骨筋、ヒラメ筋の活動電位を計測し、アナログフィルタ（時

定数0.01秒）をかけた後、1000Hzでコンピュータに取り込んだ。そして全波整流した後、20Hzでデジタルローパスフィルターをかけ、71点の移動平均を行った。

### 実験条件

階段昇降を測定するため、実験用階段として蹴上高と踏面前後幅が自由に設定できる可変型階段を自作した。健常な男子大学生1名（年齢22歳、身長171.0cm、体重60.3Kg）を被検者として階段昇降の実験を行った。階段の蹴上高は被検者の大腿長の45%（16cm）とし<sup>23)</sup>、踏面前後幅は下肢長の30%（28cm）とした。実験条件は一足一段歩行と二足一段歩行の2条件で、二足一段歩行については先導脚と後続脚について測定・解析を行った。

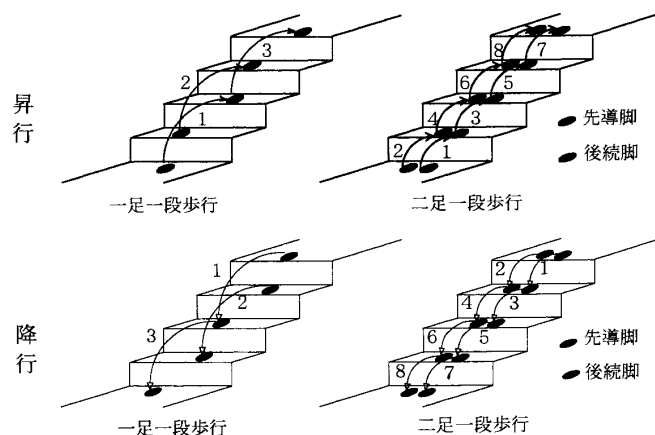


図3 歩行様式

### 結果および考察

#### 1. 階段昇り歩行時の下肢生体内力の変化

表1に階段昇り歩行中の歩行速度と床反力の最大値を示した。二足一段歩行は一足一段歩行に対し、約半分の歩行速度であった。二足一段歩行の進行方向床反力をみると、先導脚が大きな制動力を発揮し、後続脚はあまり発揮していなかった。駆動力の発揮割合は、後続脚の方が大きかった。

宮崎<sup>2)</sup>は疼痛および関節破壊の著明な慢性関節リウマチの膝関節に対して、人工膝関節置換術を行った後の関節可動域と歩行能力および筋活動状態の関係を検討し、階段昇降が可能な程度他動的膝屈曲角度が得られても、大腿四頭筋筋力の低下のあるものは、二足一段歩行を行ったと報告している。そこで、各条件での筋の負担を明らかにするため発揮筋力を比較した。図4に各筋の筋張力変化を示した。着地から次の着地までの歩行1サイクルを100%で表わした。中殿筋および内転筋群は前額面モデルによって得られたものであり、それ以外は矢状面モデル

表1 階段昇行中の歩行速度および床反力最大値

	歩行速度(m/sec)	垂直方向反力(N/Kg)	制動力(N/Kg)	推進力(N/Kg)
一足一段歩行	0.593	12.3	0.935	0.681
二足一段歩行(先導脚)	0.295	11.9	1.141 1.021	1.141 0.423
二足一段歩行(後続脚)		13.4		

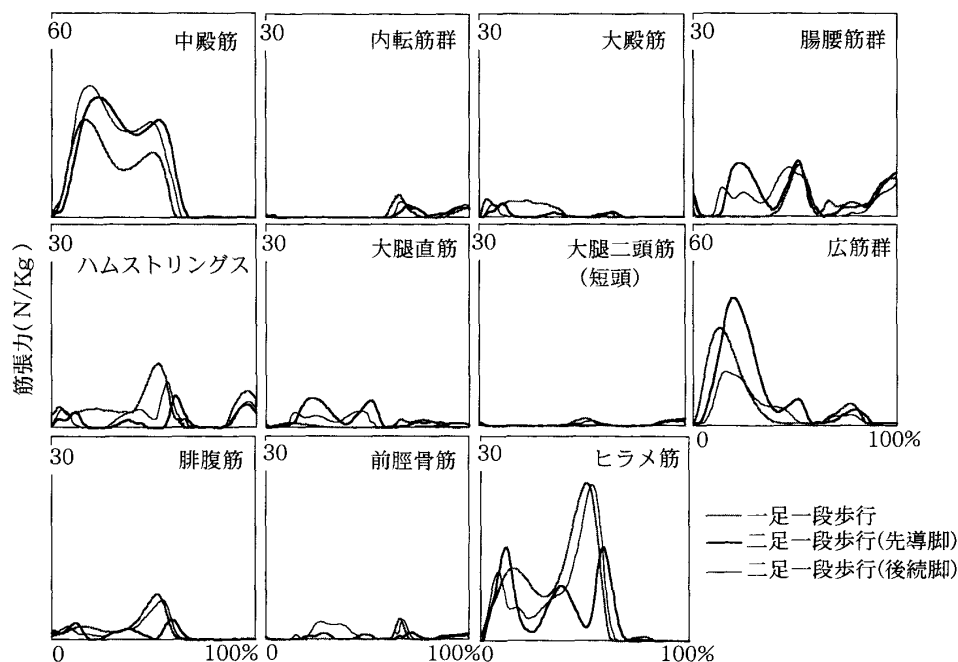


図4 昇行中の筋張力変化  
着地から次の地点までの歩行1サイクルを100%であらわした。

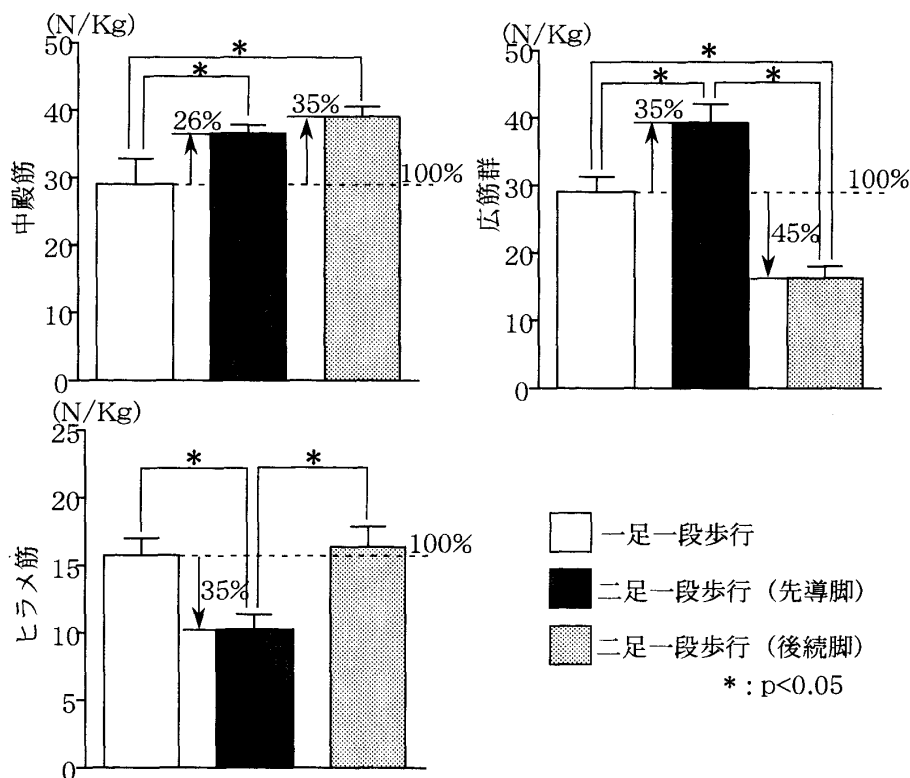


図5 筋張力の最大値

ルによって得られたものである。中殿筋、広筋群、ヒラメ筋が他の筋群と比較して大きな張力を発揮した。そこで、これら3つの筋の筋張力の最大値を条件間で比較し、図5に示した。中殿筋については、二足一段歩行が一足一段歩行よりも大きな張力を発

揮した。これは、二足一段歩行は歩隔が大きく、また歩行速度が遅いため、慣性力による側方への安定性が減少し、骨盤の側方安定に関与する中殿筋の負担が高まったためであると考えられた。広筋群については、一足一段を基準に考えると先導脚は35%増

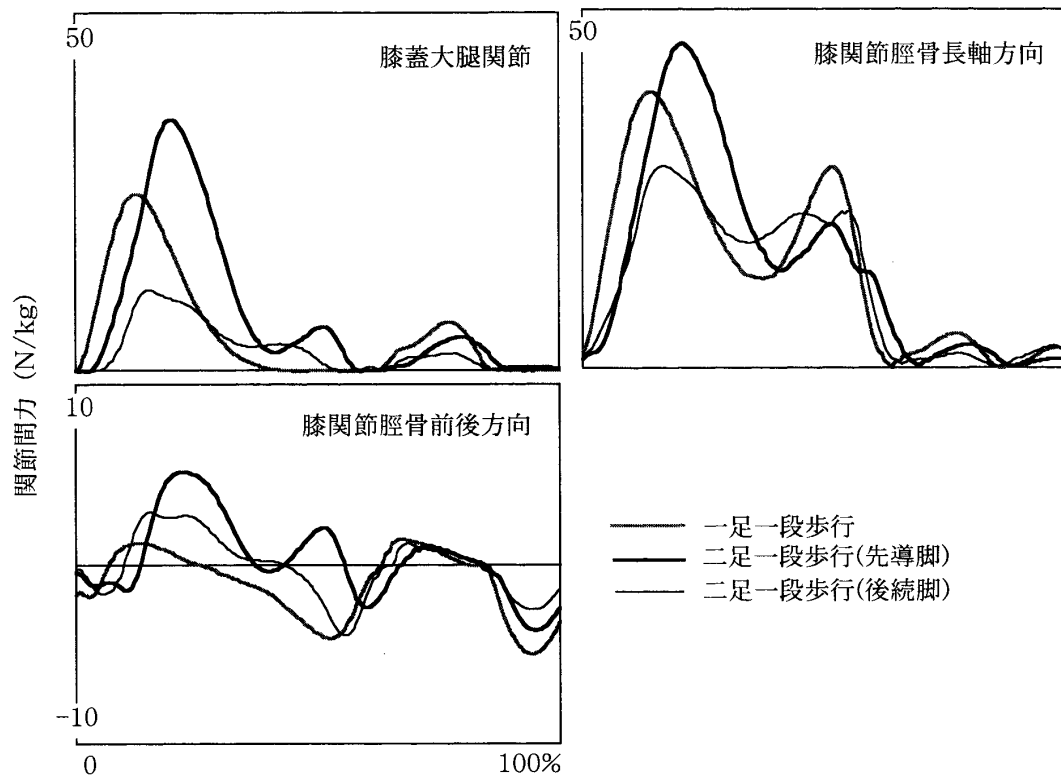


図6 昇行中の関節間力変化

着地から次の着地までの歩行1サイクルを100%であらわした。

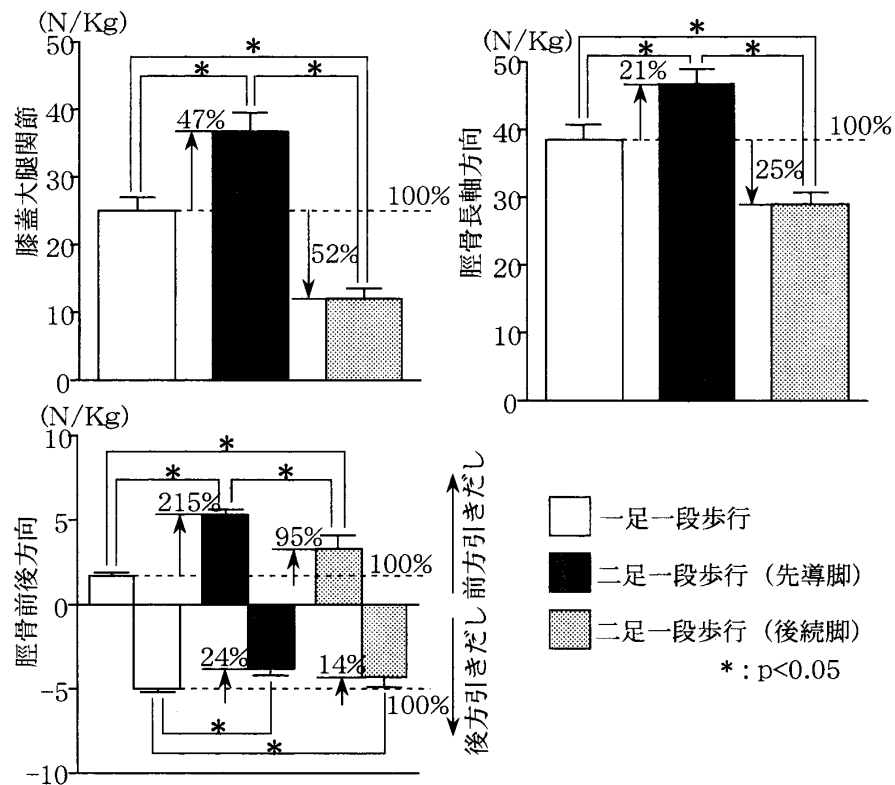


図7 昇行中の関節間力最大値

大し、逆に後続脚では45%軽減した。これは、宮崎<sup>2)</sup>の報告した筋電図学的結果と一致した。ヒラメ筋については、二足一段の先導脚が他の条件よりも小さな張力発揮であった。これも一足一段を基準にして考えると後続脚は一足一段と同等であるが、先導脚の負担は35%軽減されていた。

以上のことから、二足一段歩行では先導脚の大腿四頭筋と後続脚の下腿三頭筋を主動筋とする歩行が

なされていた。

図6に膝関節周りの関節間力の変化を示した。着地から次の着地までの歩行1サイクルを100%で表わした。関節間力については本研究と同様に数学モデルによって歩行中の関節間力を推定した報告が多くなされている<sup>7,9,24-26)</sup>。この方法の利点是非侵襲的であり、かつ筋張力と関節間力の相互作用も調べられることである。また近年、関節間力は生体内

表2 階段降行中の歩行速度および床反力最大値

	歩行速度(m/sec)	垂直方向反力(N/Kg)	制動力(N/Kg)	推進力(N/Kg)
一足一段歩行	0.611	15.5	1.667	1.423
二足一段歩行(先導脚)	0.258	13.4	1.634	1.448
二足一段歩行(後続脚)		11.9	0.186	0.531
				1.444
				0.913

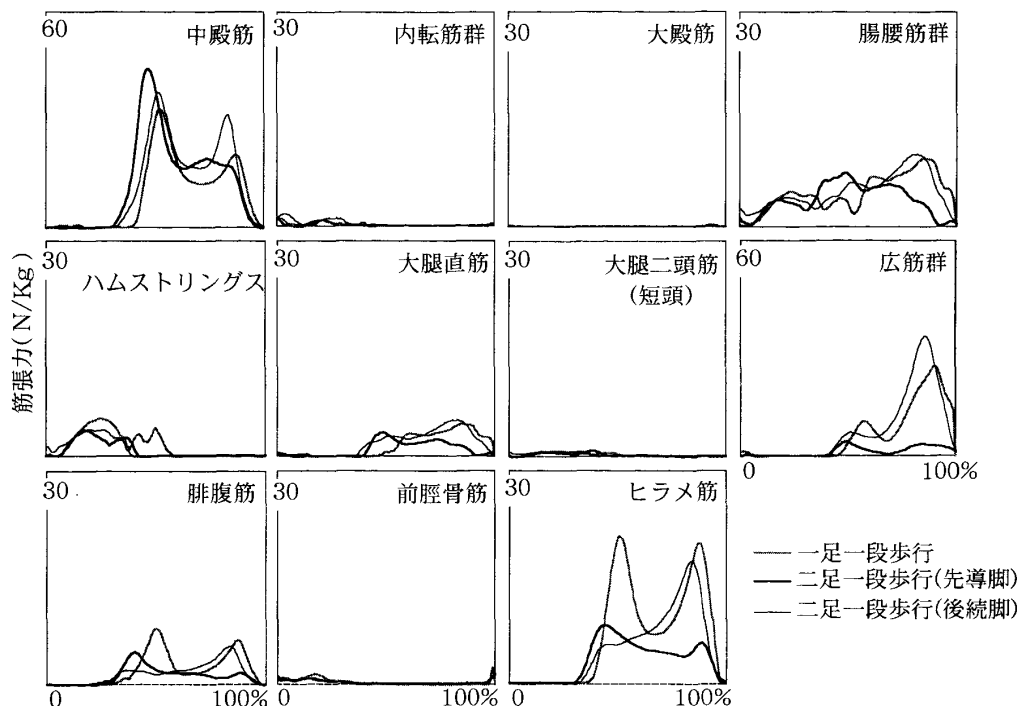


図8 降行中の筋張力変化

着地から次の着地までの歩行1サイクルを100%であらわした。

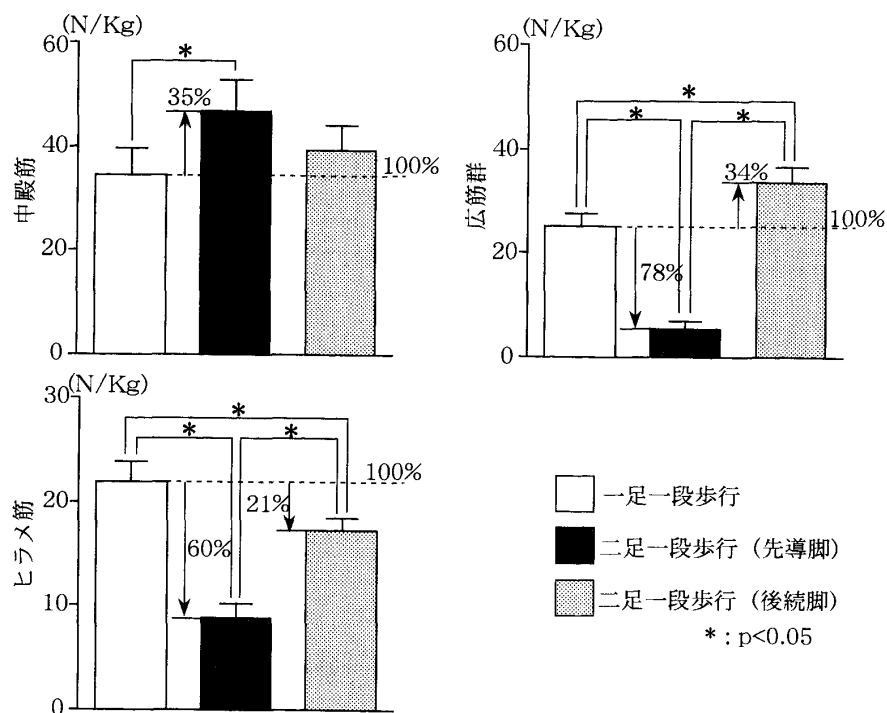


図9 降行中の筋張力最大値

で計測可能となり、幾つかの報告<sup>26-28)</sup>がなされているが、それらは股関節に関するものであり、膝関節に関する報告はみられない。そこで、本研究で得られた推定股関節間力を、両側の股関節補綴手術を行った被検者の実測股関節間力<sup>28)</sup>と比較してみる。平地を歩行速度 5 Km/h で歩行するとき実測股関節

間力最大値の平均的な値は右脚が369 (%BW), 左脚が429 (%BW) であり、対する推定股関節間力最大値は約438 (%BW) であった。Bregmann et al.<sup>28)</sup> は、推定股関節間力は実測値と比べて大きく推定されることを指摘しており、その理由として、身体の数学モデル構築の際に解剖学的・生理学的な仮

定や簡略化を行うためである述べている。本研究においても、実測値より若干大きな値を示した。しかし、実測値の最も大きかった関節間力は右脚が394 (%BW)、左脚が471 (%BW)であり、推定値はこの範囲内にあるので、このモデルは十分に関節間力の推定ができると考えられた。

膝蓋大腿関節の関節間力は、広筋群が張力を発揮する時期に発生していた。脛骨長軸方向関節間力は、立脚中に発生しており、特に立脚前期にピークを示した。脛骨前後方向関節間力については、脛骨の前方引きだし方向の関節間力、つまり主に前十字靭帯にかかる力を示すと考えられる関節間力は、立脚前期にピークがあった。また脛骨の後方引きだし方向の関節間力、つまり主に後十字靭帯にかかる力を示すと考えられる関節間力は、立脚後期および着地前にピークがあった。図7に関節間力の最大値を各条件間で比較したものを示した。膝蓋大腿関節の関節間力は、一足一段を基準にすると、先導脚は47%増大し、逆に後続脚では52%軽減した。脛骨長軸方向関節間力は、一足一段を基準にすると、先導脚は21%増大し、逆に後続脚は25%軽減した。脛骨の前方引きだし方向の関節間力は、一足一段では最大値が1.7N/Kg、二足一段の先導脚が5.3N/Kg、後続脚が3.3N/Kgであり、一足一段を基準にすると、先導脚は215%増大し、後続脚も95%増大した。つまり、一足一段に対し二足一段は前十字靭帯の負担が増大する歩行様式であると考えられた。しかし、もっとも値の大きかった二足一段の先導脚でさえ、この被験者の場合、体重割りにしない値は360Nであり、このうち前十字靭帯にかかる力はおおよそ80%であるという報告<sup>29)</sup>に基づく、実際、前十字靭帯にかかる力は290Nである。そして前十字靭帯の破断張力である、おおよそ2500Nと比較するとその値は小さく、靭帯のコラーゲン線維に損傷を与えるレベル<sup>30)</sup>ではないと考えられた。しかし、前十字靭帯に障害がある場合は、二足一段歩行は避けたほうが良いと考えられた。逆に脛骨の後方引きだし方向の関節間力は、二足一段が一足一段に対し有意に小さい値であり、二足一段歩行は後十字靭帯の負担が軽減される歩行様式であると考えられた。以上のことから、階段昇り歩行中の膝関節間力に関しては、二足一段歩行は一足一段歩行に対して、脛骨前後方向関節間力を除いて、先導脚の負担は高まるものの、後続脚の負担を減少させる歩行様式であると考えられた。

## 2. 階段降り歩行時の下肢生体内力の変化

表2に階段降り歩行中の歩行速度と床反力の最大値を示した。二足一段歩行は一足一段歩行に対し、

半分以下の歩行速度であった。二足一段歩行の制動力は、先導脚が主に制動力を発揮した。駆動力の発揮割合は、後続脚の方が大きかった。

図8に各筋の筋張力変化を示した。離地から次の離地までの歩行1サイクルを100%で表わした。昇りと同様に、中殿筋、広筋群、ヒラメ筋が大きな張力を発揮した。これら3つの筋の筋張力の最大値を条件間で比較したものを、図9に示した。中殿筋の筋張力は、二足一段歩行が一足一段歩行に対して大きな張力を発揮していた。その理由は、昇り歩行と同様に、骨盤の側方安定性のためであろう。広筋群の筋張力は、二足一段歩行の先導脚の最大値が一足一段歩行に対して78%減少し、逆に後続脚は34%増大した。これは、宮崎<sup>2)</sup>の報告した筋電図学的結果と一致した。ヒラメ筋の筋張力は、二足一段歩行の先導脚の最大値が一足一段歩行に対して60%減少し、後続脚も21%減少した。しかしながら後続脚は先導脚に対して有意に大きな値であった。以上のことから、階段降り歩行中の筋張力は、後続脚による踏ん張り動作を行うことで、先導脚の筋の負担を軽減している歩行様式であった。

図10に膝関節周りの関節間力の変化を示した。離地から次の離地までの歩行1サイクルを100%で表わした。膝蓋大腿関節間力に関しては、一足一段歩行および先導脚は、広筋群が張力を発揮する立脚後期に大きな関節間力を示した。脛骨長軸方向関節間力は、立脚中に発生しており、一足一段歩行は立脚前期と後期にピークがあり、先導脚は立脚後期、後続脚は小さいながら立脚前期にピークがあった。脛骨前後方向関節間力については、立脚前期に後方引きだし方向の関節間力、つまり主に後十字靭帯にかかる力を示すと考えられる関節間力が発生していた。関節間力の最大値を各条件間で比較したものを図11に示した。膝蓋大腿関節間力は、大腿四頭筋の発揮張力の小さかった二足一段歩行の先導脚の最大値は一足一段歩行に対して82%減少し、逆に後続脚は31%増大した。膝関節脛骨長軸方向関節間力は、二足一段歩行の先導脚の最大値は一足一段歩行に対して41%減少し、逆に後続脚は20%増大した。これは、上述した後続脚による踏ん張り動作のためであると考えられた。膝関節脛骨前後方向関節間力は、階段降り歩行では着地時に大きな後方引きだしの関節間力が働くと予測されるが、これらは平地自由歩行中のレベルと同等であった。つまり、階段降り歩行においては下肢の着地姿勢を制御することで前後方向の関節間力の発生を防いでいると考えられた。以上のことから、階段降り歩行中の膝関節間力に関しても、二足一段歩行は一足一段歩行に対して後続

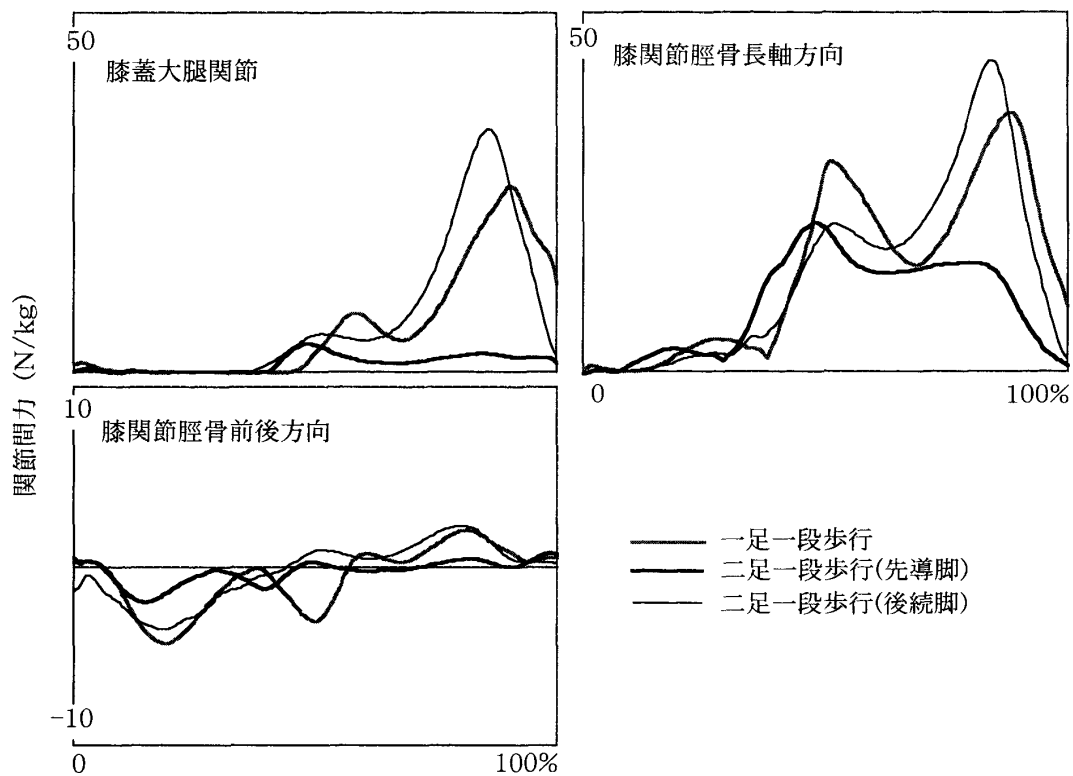


図10 降行中の関節間力変化  
着地から次の着地までの歩行1サイクルを100%であらわした。

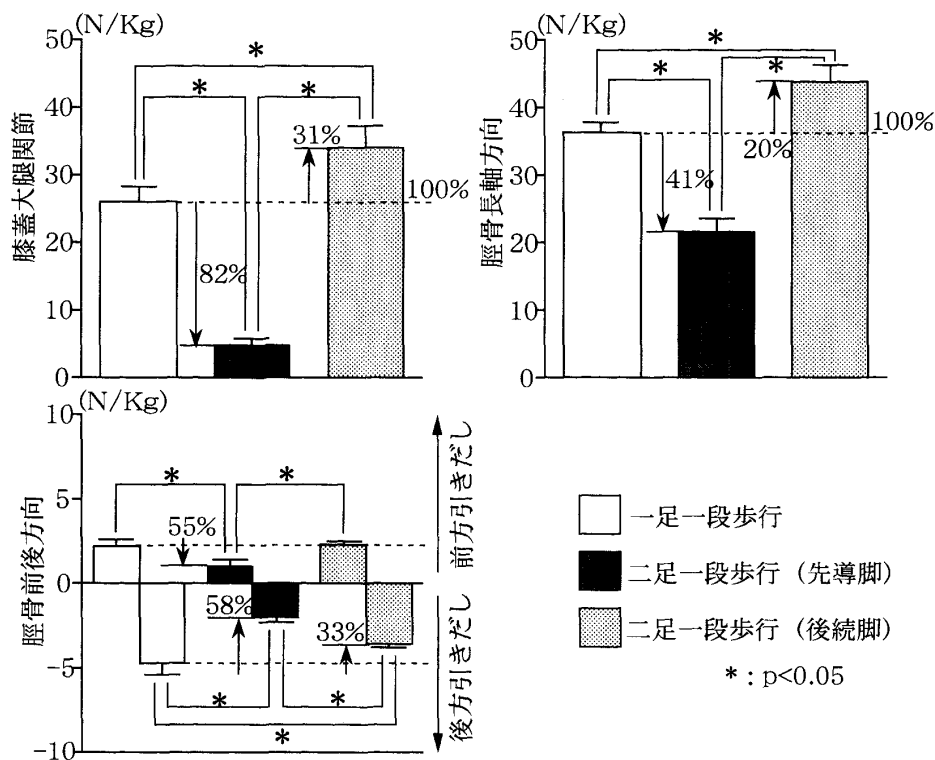


図11 降行中の関節間力最大値

脚の負担が高まるものの、それ以上に先導脚の関節にかかる負担を軽減できる歩行様式であることが示唆された。

### ま と め

身体の数学モデルを用いて階段昇降中の筋張力および膝関節まわりの関節間力を推定した結果以下のことが明らかとなった。

#### 1. 階段昇り歩行時の下肢生体内力の変化

二足一段歩行では先導脚の大腿四頭筋と後続脚の下腿三頭筋を主動筋とする歩行がなされていた。階段昇り歩行中の膝関節間力は、二足一段歩行は一足一段歩行に対して、脛骨前後方向関節間力を除いて、先導脚の負担は高まるものの、後続脚の負担を減少させる歩行様式であった。これらのことから、前十字靱帯に異常がなく大腿四頭筋および膝関節に障害



あるいは機能低下がある場合は健側を二足一段歩行の先導脚、患側を後続脚にして昇行することを勧める。また逆に下腿三頭筋に障害あるいは機能低下がある場合は、健側を後続脚、患側を先導脚にして昇行することを勧める。

## 2. 階段降り歩行時の下肢生体内力の変化

階段降り歩行中の筋張力は、二足一段歩行の後続脚の大腿四頭筋および下腿三頭筋を優位に活動させることで、先導脚の負担を軽減している歩行様式であった。階段降り歩行中の膝関節間力は、二足一段

歩行は一足一段歩行に対して後続脚の負担が高まるものの、それ以上に先導脚の負担を軽減できる歩行様式であった。これらのことから、片側の脚に障害あるいは機能低下があるとき、健側を後続脚、患側を先導脚として階段を降行することを勧める。

本研究の解析用プログラムを制作するにあたり、御多忙にもかかわらず有益な御教示を賜りました川崎医療福祉大学医療技術学部医療情報学科近藤芳朗教授に心から感謝いたします。

## 文 献

- 1) 直井英雄 (1978) 日常災害の実態と日常安全性の評価. 建築技術, **337**, 175-189.
- 2) 宮崎博史 (1996) リウマチ膝に対する人工膝関節置換術後の歩行分析: とくに階段昇降について. 兵庫医科大学医学会雑誌, **21**(2), 131-149.
- 3) 永田久雄 (1992) 階段からの転落要因に関する基礎的な考察—階段の安全性からみた踏面・蹴上寸法の評価に関する研究 その1. 日本建築学会計画系論文報告書, **439**, 73-80.
- 4) 永田久雄 (1993) 視野に基づく踏面・蹴上寸法の検討—階段の安全性からみた踏面・蹴上寸法の評価に関する研究 その2. 日本建築学会計画系論文報告書, **444**, 61-66.
- 5) 江原義弘, 別府政敏, 野村 進, 国見ゆみ子 (1994) 階段歩行・坂道歩行のエネルギー論的分析. バイオメカニズム, **12**, 109-121.
- 6) 佐藤正視, 池内秀隆, 加藤了三, 山下 忠 (1994) 階段昇降時の床反力特性解析. バイオメカニズム, **12**, 231-241.
- 7) 横井孝志他 (1994) 高齢者の階段昇行動作における生体力学的特性. 人間工学, **30** (特別号), 342-343.
- 8) Bergmann G, Graichen F and Rohlmann A (1994) Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *Journal of Biomechanics*, **27**, 535-553
- 9) 横井孝志 (1995) 階段の昇降. 体育の科学, **45**, 218-223.
- 10) 渡辺和彦, 塩川満久 (1996) 高齢者の階段降り歩行の3次元動作解析およびその特徴. 体育科学, **24**, 130-136.
- 11) 西島吉典, 吉澤正伊, 熊谷樹範, 加藤達雄 (1997) 正常歩行・階段昇降中の下肢筋群筋電図波形の標準化ならびにその定量分析. 第13回日本バイオメカニクス学会大会論集, 151-156.
- 12) 枝松千尋, 宮川 健 (1999) 階段降り歩行中の下肢生体内力の推定—蹴上高と踏面前後幅を変化させて—. 岡山体育学研究, **6**, 11-19.
- 13) 山崎信寿, 長谷和徳 (1992) 自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準. バイオメカニズム, **11**, 179-190.
- 14) 阿江通良, 湯海 鵬, 横井孝志 (1992) 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. バイオメカニズム, **11**, 23-33.
- 15) Winter DA (1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd ed. John Wiley & Sons, Inc., New York.
- 16) Brand RA, Crowninshield RD, Wittstock CE, Pederson DR, Clark CR and van Krieken FM (1982) A model of lower extremity muscular anatomy. *Journal of Biomechanical Engineering*. **104**, 304-310.
- 17) 川原群大 (1986) 図説人体局所解剖学, 医歯薬出版, 東京.
- 18) Hoy MG, Zajac FE and Gordon ME (1990) A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of Biomechanics*, **23**(2), 157-169.
- 19) Mai MT and Lieber RL (1990) A model of semitendinosus muscle sarcomere length, knee and hip joint interaction in the frog hindlimb. *Journal of Biomechanics*, **23**(3), 271-279.
- 20) van Eijden TMGJ, de Boer W and Weijs WA (1985) The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. *Journal of Biomechanics*, **18**(10), 803-809.
- 21) Prilutsky BI, Herzog W and Allinger TL (1997) Forces of individual cat ankle extensor muscles during

- locomotion predicted using static optimization. *Journal of Biomechanics*, **30**(10), 1025–1033.
- 22) Kapandji IA (1988) カパンディ関節の生理学・下肢, 萩島秀男監訳, 嶋田智明訳, 第5版, 医歯薬出版, 東京, pp18–19.
- 23) 宮川 健 (1991) 歩行動作の調整能に関する研究, 広島大学修士学位論文.
- 24) Rohrlé H, Scholten R, Sigolotto C and Sollbach W (1984) Joint forces in the human pelvis-limb skeleton during walking. *Journal of Biomechanics*, **17**(6), 409–424.
- 25) Duda GN, Schneider E and Chao EYS (1997) Internal forces and moments in the femur during walking. *Journal of Biomechanics*, **30**(9), 933–941.
- 26) Lu T-W, O'Connor JJ, Taylor SJG and Walker PS (1998) Validation of a lower limb model with in vivo femoral forces telemetered from two subjects. *Journal of Biomechanics*, **31**, 63–69.
- 27) Kotzar GM, Davy DT, Goldberg VM, Heiple KG, Berilla J Heiple, Jr KG, Brown RH and Burstein AH (1991) Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery. *Journal of Orthopaedic Research*, **9**(5), 621–633.
- 28) Bergmann G, Graichen F and Rohlmann A (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, **26**(8), 969–990.
- 29) Hollis JM, Horibe S, Adams DJ, Marcin JP and Woo SL-Y (1989) Force distribution in the anterior cruciate ligament as a function of flexion angle. *American Society of Mechanical Engineers Applied Mechanics Division*, **98**, 41–44.
- 30) 楠正 敬, 中本俊毅 (1993) 靱帯. 島津 晃, 浅田莞爾編, バイオメカニクスよりみた整形外科, 第2版, 金原出版, 東京, pp201–211.

(平成12年5月24日受理)

## Effects of Walking Style on in-vivo Biomechanical Parameters during Stair Walking

Chihiro EDAMATSU, Takeshi MIYAKAWA, Gou HAYATA, Hidetaka YAMAGUCHI and Sho ONODERA

(Accepted May 24, 2000)

Key words : WALKING STAIRS ONE STEP AT A TIME, MATHEMATICAL MODEL, MUSCLE TENSION, JOINT FORCE

### Abstract

The purpose of this study was to obtain fundamental knowledge about walking stairs safely by clarifying the effects of walking style on in-vivo biomechanical parameters. Kinematic, kinetic and electromyographic data during stair walking were measured under three conditions limbs during normal stair walking (NW), and leading limb (LL) and trailing limb (TL) when walking stairs one step at a time. Moments of force on joints, muscle tensions and joint forces were calculated using two mathematical models (link segment model and musculoskeletal model, Yamazaki (1992)). When ascending one step at a time, the quadriceps of LL and the triceps surae of TL played important roles. They were the main functional muscles for lifting the body. Knee joint force of LL was greater than during NW, whereas that of TL was smaller. Muscle tensions of LL when descending was decreased by the action of the quadriceps and triceps surae of TL. When descending, Knee joint force of TL was bigger than during NW, whereas that of LL was much smaller. The results showed that : 1) In ascending, if a patient has any injuries of quadriceps or knee joint, the unaffected side should be made LL and the affected side TL. Also, if there is an injury of the triceps surae, the unaffected side should be TL and the affected side LL. 2) In descending, if there is an injury to one limb, the unaffected leg should be TL and the affected leg LL.

Correspondence to : Chihiro EDAMATSU    Doctoral Program in Health Science, Graduate School of  
Medical Professions, Kawasaki University of Medical Welfare  
Kurashiki, 701-0193, Japan  
(Kawasaki Journal of Medical Welfare Vol.10, No.1, 2000 125–135)