

## 段差昇降の大腿四頭筋の活動と床反力の関係

### *The Relationship between Muscle Activity of the Quadriceps Muscle and Ground Reaction Force in the Supporting Leg during Ascent and Descent Motions*

笠原 敏史<sup>1)</sup> 鳥井 勇輔<sup>2)</sup> 高橋 光彦<sup>1)</sup> 宮本 顕二<sup>1)</sup>

SATOSHI KASAHARA<sup>1)</sup>, YUSUKE TORII<sup>2)</sup>, MITSUHIKO TAKAHASHI<sup>1)</sup>, KENJI MIYAMOTO<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup> Department of Rehabilitation Science, Faculty of Health Sciences, Hokkaido University: North 12, West 5, Kita-ku, Sapporo City, Hokkaido 060-0812, Japan. TEL & FAX +81 11-706-3391

<sup>2)</sup> Department of Physical Therapy, Human Health Sciences, Graduate School of Medicine, Kyoto University

*Rigakuryoho Kagaku* 24(4): 523-528, 2009. Submitted Feb. 3, 2009. Accepted Feb. 28, 2009.

**ABSTRACT:** [Purpose] To understand stair ascent and descent motions, we examined the muscle activities of the vastus medialis (VM) and vastus lateralis (VL) and the ground reaction force (GRF) in the supporting leg of eight young healthy males. We also compared these data with level walking data. [Result] The muscle activities of VM and VL during the ascent motion were the highest among the three tasks. The muscle activity ratios of VM and VL during ascending and descending differed from that during level walking. The VM contribution increased in the ascent and descent tasks compared with level walking. There was no significant difference for the vertical GRF among the tasks. Although the anterior-posterior GRF during the ascent motion was similar to that during level walking, the anterior-posterior GRF during the descent motion was different from that of the ascent motion and level walking. Further, the medial-lateral GRF during ascending and descending were different from that during level walking. [Conclusion] The results of this study suggest that the increased VM contribution of the supporting leg may be related to the change of medial-lateral GRF during ascent and descent. This finding will add knowledge to the rehabilitation and physical therapy of ascent and descent motions for elderly people and patients with motor disorders.

**Key words:** stair walking, quadriceps, ground reaction force

**要旨:** [目的] 段差昇降時の支持脚の大腿四頭筋（内側広筋と外側広筋）と床反力の関係について筋電図計と床反力計を用いて測定した。[対象] 若年健康男性8名とした。[結果] 内側広筋と外側広筋の筋活動は昇段動作で最も大きな値を示していた。内側広筋と外側広筋の筋活動の比率は歩行に比べ段差昇降動作で大きな値を示し、内側広筋の活動の関与を高めていた。垂直方向の床反力の値は動作間で差はみられなかったが、昇降動作時の外側方向の分力は歩行に比べ有意に低い値を示していた。内側方向の分力に動作間の差がみられなかったことから、相対的に内側方向への力が増大し、内側広筋の筋活動の増大に関連している可能性が示唆される。[結語] 段差昇降では身体の内外側方向の安定化に内側広筋の活動が寄与していることが明らかとなり、昇降動作の理学療法ではこれらのことに考慮して行う必要がある。

**キーワード:** 昇降動作, 大腿四頭筋, 床反力

<sup>1)</sup> 北海道大学大学院 保健科学研究院機能回復学分野: 北海道札幌市北区北12条西5丁目 (〒060-0812)

<sup>2)</sup> 京都大学大学院 医学研究科人間健康科学系専攻理学療法学講座

## I. はじめに

現在、公共施設などではバリアフリー化が進められているが、個人の住環境は様々な家屋構造を持ち、依然として旧式家屋構造には段差が多く存在する。また、家庭や職場に復帰するためには平地歩行だけでなく様々な環境を想定した応用移動動作能力が要求される。そのため、理学療法では基本動作の他に患者の家屋状況を想定して障害物をまたぐ、段差昇降など応用かつ実用的な訓練内容が実施される。

McFadyen<sup>1)</sup>は階段昇降時の下肢筋群の活動を記録し、主として大腿直筋、外側広筋、下腿三頭筋の求心性または遠心性収縮により行われると述べている。理学療法でも段差昇降動作獲得のために大腿四頭筋の筋力増強訓練が行われるが、Lim<sup>2)</sup>は大腿四頭筋訓練を行った107名の変形性膝関節症患者の階段昇降動作に改善が見られなかったと報告し、大腿四頭筋の筋力強化の科学的根拠が十分に示されていない。また、昇降動作に関する過去の報告では、高齢者は若年者比べて大腿四頭筋の内側広筋と外側広筋の筋活動量がともに低値を示すこと<sup>3)</sup>や降り動作において高齢者は大腿四頭筋の活動開始が早いこと<sup>4)</sup>が報告されている。さらに、膝蓋大腿骨痛患者は健常者比べて平地歩行と坂道歩行において内側広筋の筋活動が低下し、昇降動作時の罹患肢の内側広筋と外側広筋の活動の比率が変化することが報告されている<sup>5)</sup>。一方、MarianiとCaruso<sup>6)</sup>は膝蓋大腿骨痛患者の内側広筋と外側広筋の活動比率は健常者と異ならないと報告し、内側広筋と外側広筋の活動の見解は必ずしも一致していない。

また、階段での昇降動作は床反力計を用いた運動学的な解析も行われているが<sup>1,7)</sup>、最近では下肢の関節モーメントに着目した報告<sup>8)</sup>や階段の傾斜角の違いによる階段昇降動作の違いなども報告されている<sup>9)</sup>。これらの報告はいずれも床反力と関節運動を調べているものであり、下肢のどの筋がどの程度活動し昇降動作に関わっているのかについて十分議論されていない。

そこで、本研究では、昇段動作時の支持脚の内側広筋と外側広筋と床反力の関係について筋電図と床反力計を用いて測定し、段差昇降動作における内側広筋と外側広筋の働きを明らかにすることを目的とする。

## II. 対象と方法

### 1. 対象

対象は過去1年以内に神経学的及び整形外科的疾患

を有さない健常若年男性8名(年齢は $25.1 \pm 2.8$  [SD]歳、身長 $169.7 \pm 2.8$  cm、体重 $64.2 \pm 12.8$  kg)とした。なお、本研究は本学倫理委員会の承認(承認番号08-36)を得ており、全ての対象者に対して本研究の目的を口頭及び書面にて説明し協力の同意を得た。

### 2. 方法

測定肢は利き足とし、利き足はボールを蹴る側とした。なお、全員利き足は右側であった。運動課題は昇段及び降段動作の2動作とした。本動作の台の高さは一般的な公共施設の階段を想定し17 cmに設定し、台上に床反力計をセットした。昇段動作は、被験者を台の約5 cm前方に両足を揃えて立たせ、利き足を使って台の上に昇るよう指示した。降段動作は、床反力計の先端に両足を揃えて立たせ、非利き足から先に床に降りるよう指示した。昇段動作時の利き足および降段動作時の非利き足の接地場所は、被験者の任意の場所とした。視線は前方のマーカを凝視させ、頭部、体幹および上肢の運動は自由とした。測定前に十分に練習を行った後、各動作を3回計測した。なお、各動作の間には十分な休憩をおいた。また、平地歩行時と比較するため、被験者は8 mの直線自然歩行を3回行い、利き足の支持相と比較した。

内側広筋と外側広筋の最大随意収縮(以下、MVC)を測定するため、徒手筋力検査法に基づき被験者に椅座位をとらせ、股関節屈曲90度、膝関節屈曲30度位で同一検者により3回測定した。

各動作の支持脚の内側広筋(以下、VM)と外側広筋(以下、VL)の筋活動を表面筋電計システム(Bagnoli-2 EMG System, DELSYS社)を用いて測定した。能動電極の貼付位置は、BasmajianとBlumenstein<sup>10)</sup>に基づき、VMを膝蓋骨中央から上方9 cm内側4 cm、VLを上方12 cm外側4 cmの位置とした。なお、被験者の体型に合わせて電極位置を微調整した。筋電信号はサンプリング周波数1 kHzで記録し、バンドパスフィルタ処理(25~500 Hz)を行った。床反力は1枚の床反力計(9286A, KISTLER社)を用いて測定した(サンプリング周波数1 kHz)。全てのデータ信号はPowerLab System(PowerLab/16sp ADInstrument, Castle Hill, Australia)を用いてA/D変換され、解析用パーソナルコンピュータに取り込まれた。

取り込まれたデータは解析ソフトChart ver. 5.4.2(ADInstrument, CastleHill, Australia)を用いて処理した。各動作で記録された筋電信号は全波整流化し、活動量を比較するため支持相の積分筋電値(iEMG)を求めた。VMとVLのiEMGはMVCで標準化された。VLと

VM 間の筋活動の活動比を定量化するため、VM/VL 比を求めた。床反力計からの信号は二乗平均根 (RMS) を用いて 25 ms で平滑化した後、前後方向、内外側方向、垂直方向の3方向の床反力、さらに足圧中心 (COP; center of pressure) の前後及び左右の2方向について分析した。段差昇降動作の解析区間は Larsen ら<sup>3)</sup>の床反力計の垂直分力に基づく定義により、昇段動作は測定肢の足部が床反力計に接地した地点を開始とし、最初の Fz の最大値を終了とした (図1)。また、降段動作は対側下肢の離床を開始とし、測定下肢の離床を終了とし、この区間について解析を行った (図1)。歩行動作は、床反力は各方向への最大値を求め、各被験者の体重で除し標準化し、百分率で表わした。COP は各動作での最大変位量を求め、各被験者の足の最大縦長と最大幅で標準化し、百分率で表わした。

また、被験者の内反膝 (O 脚) の程度と筋活動への影響を調べるために、膝間距離を測定した。

全ての動作で各測定項目は各被験者の3回の平均とし、全被験者の平均±標準偏差を算出した。統計解析は統計用ソフト SPSS (ver.11.5) を用いて行った。各動作間の比較について、一元配置分散分析 (one-way ANOVA), スチューデントの t テストを用いて検定し、有意水準 0.05 以下とした。さらに、one-way ANOVA で有意差がみられたものについて、多重比較の検定を最小有意差 (Fisher の LSD; least significant difference) を用いて行った。被験者の内反膝の程度、床反力計からの各計測値と VM/VL 比の関係を調べるために Spearman の順位相関係数を求めた。

### III. 結果

図1に昇段動作の一例を示す。内側広筋 (VM) と外側広筋 (VL) の両筋は昇段動作で歩行及び降段動作に比べ有意に大きく (それぞれ、 $p < 0.05$ )、歩行と降段動作の間に有意な差は認められなかった (表1)。

昇降動作時の VM/VL 比は歩行に比べ有意に大きな値を示し ( $p < 0.05$ )、昇段動作と降段動作の間に有意な差を認めなかった (表1)。VM と VL の活動及び VM/VL 比と膝間距離に有意な相関関係はみられなかった。

垂直分力は動作間に有意差を認めなかった ( $F_{(2,21)} = 2.37, p = 0.118$ ) (表2)。前方および後方への床反力は動作間に有意差を認め (前方分力:  $F_{(2,21)} = 36.2, p < 0.01$ , 後方分力:  $F_{(2,21)} = 112.8, p < 0.01$ )、前方分力では降段動作が最も大きい値を示し ( $p < 0.05$ )、後方分力では歩行の値が最も大きい値を示していた<sup>1)</sup>。また、昇段動作

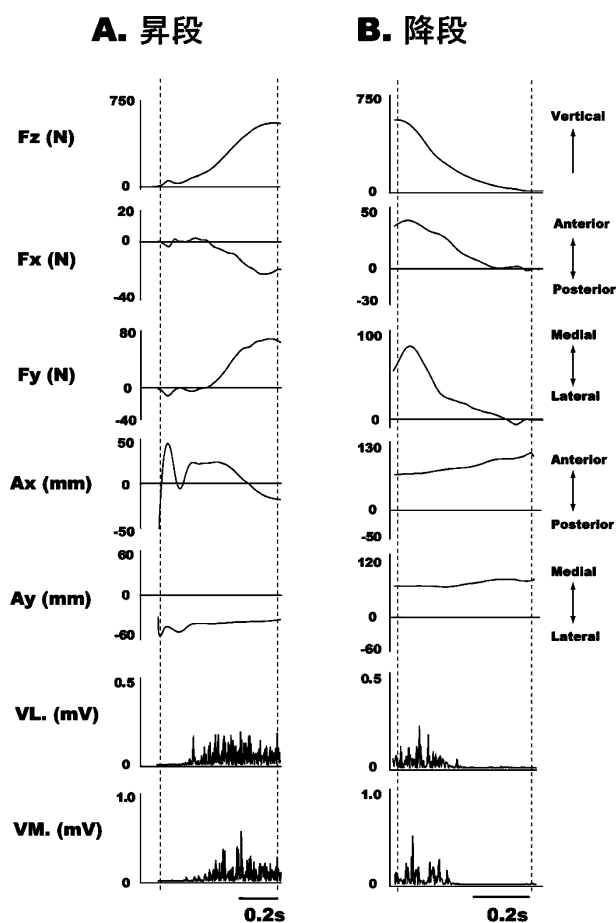


図1 各動作における垂直方向への分力と筋活動の一例

Fz: 垂直反力 (+: 上方向), Fx: 前後方向 (+: 後方向, -: 前方向), Fy: 内外側方向 (+: 内方向, -: 外方向). Ax: COPの前後軌跡 (+: 前方向, -: 後方向), Ay: COPの左右軌跡 (+: 内側方向, -: 外側方向). VM: 内側広筋, VL: 外側広筋. 破線は運動の開始と終了.

表1 各動作の内側広筋と外側広筋の筋活動の比較

	内側広筋	外側広筋	VM / VL 比
歩行	23.0 ± 15.1	31.0 ± 15.2	0.7 ± 0.3 <sup>†</sup>
昇段	68.1 ± 46.5*	53.6 ± 26.1*	1.2 ± 0.3
降段	33.1 ± 24.2	28.4 ± 16.6	1.2 ± 0.3

単位 (%)

VM は内側広筋, VL は外側広筋. 数値は最大随意収縮 (MVC) で標準化した. 両筋とも昇り動作で有意に大きな値を示した (\*:  $p < 0.05$ ). VM/VL 比は歩行と昇降動作の間に有意な差を示した (<sup>†</sup>:  $p < 0.05$ ).

表2 各課題時の各方向の床反力の体重に対する百分率

	歩行	昇段	降段
垂直分力	118.1 ± 33.4	98.4 ± 2.1	98.5 ± 13.8
前方分力*	3.5 ± 3.2	5.5 ± 3.1	15.4 ± 2.5
後方分力*	20.5 ± 4.0	13.6 ± 1.8	1.4 ± 0.7
内側分力	8.4 ± 3.0	6.3 ± 1.6	7.8 ± 2.4
外側分力†	4.8 ± 1.1	2.1 ± 1.0	1.0 ± 0.5

単位 (%)

データは全被験者の平均±標準偏差。\*は歩行と昇降動作の間 ( $p<0.05$ ) に、†は各動作間に有意差あり ( $p<0.01$ )。

と降段動作の比較でも前方及び後方への床反力に有意な差がみられた ( $p<0.01$ , 表2)。

一方、内側分力で動作間の差がみられず ( $F_{(2,21)}=1.6$ ,  $p=0.21$ )、外側分力で動作間の有意な差がみられた ( $F_{(2,21)}=49.3$ ,  $p=0.01$ ) (表2)。外側分力の大きさは、歩行、昇段、降段の順であった。また、膝間距離と全ての床反力との間に相関関係はみられなかった。

各運動施行時の前後方向のCOPの最大変位は歩行で  $20.9 \pm 4.2\%$ 、昇段動作で  $14.3 \pm 4.8\%$ 、降段動作で  $19.0 \pm 9.2\%$  で、動作間に差はみられなかった ( $F_{(2,21)}=2.2$ ,  $p=0.13$ )。また、左右方向のCOPの最大変位は、昇段動作で  $14.1 \pm 4.3\%$ 、降段動作で  $15.2 \pm 6.5\%$  で動作間に差はみられなかった ( $F_{(2,21)}=1.4$ ,  $p=0.27$ )。また、膝間距離とCOPの最大変位との間に相関関係はみられなかった。

#### IV. 考 察

一般的に、歩行時の内側広筋および外側広筋を含む大腿四頭筋群の活動は立脚期初期にかけて活動し、ハムストリングスとの同時収縮により膝関節の安定性と膝折れ防止として働く。Josephら<sup>11)</sup>は18歳から52歳の健康男性を対象に昇降動作時の筋活動を調べ、昇段と降段のいずれでも、上段にある支持脚が1歩を進めるのに主要な役割を果たすと述べている。また、McFadyenら<sup>12)</sup>は昇段時の大腿直筋と外側広筋の最大筋活動は支持脚の体重受容(つまり、足底が踏み板に接地し、体重を支える)に出現し、降段時のこれらの筋群の最大筋活動は支持脚の前方移動から制御降下(つまり、身体が前方から制御された動作で降下する)に出現すると報告しており、本研究の外側広筋の最大筋活動の出現時期とほぼ一致していた。さらに、本研究では内側広筋の活動も外側広筋と同じ時期に出現しており、内

側広筋も昇降動作に関わっているとLarsenら<sup>3)</sup>の報告と一致する。

金子ら<sup>12)</sup>は昇段動作と膝伸展筋力の関連を調べ、昇段動作には1.2 Nm/kg程度の膝伸展筋力が必要と報告している。徳原ら<sup>13)</sup>は階段昇降様式を変えたときの大腿直筋、内側広筋および外側広筋の筋活動を調べ、全ての筋が降段動作に比べ昇段動作で有意に高かったと報告し、本研究も昇段動作時の筋活動が降段動作に比べ大きな値を示していた。小住の報告<sup>14)</sup>では昇段動作時の支持脚の踏み板に加わる最大垂直分力が降段動作より大きいと報告していることから、昇段動作間の筋活動の差は最大垂直分力の大きさの違いが筋活動の違いに反映されている可能性がある。しかしながら、本研究では課題間において最大垂直分力の有意な差を認めなかった。遊脚肢のつま先の移動に着目すると、降段動作時のつま先の移動の大きさは段差の高さに相当するが、昇段動作ではさらにつま先が段に当たるのを避けるために段差以上に持ち上げる必要がある。さらに、小住<sup>14)</sup>は昇段動作時の支持脚の膝関節角度は段差の大きさの影響を受けることも示唆している。このことは昇段時に遊脚肢の足部の先端が段差を越えるために遊脚肢での股関節と膝関節の屈曲と足関節の背屈だけでなく支持脚での股関節と膝関節の伸展と足関節の底屈も動員されることを示唆する。したがって、本研究での昇段動作では体重の受容のため内側広筋および外側広筋の大きな活動を行い、それと同時に遊脚肢の足部の先端をさらに引き上げるため支持脚の膝関節の伸展が行われているものと考えられる。本研究では1種類の台の高さでしか内側及び外側広筋の筋活動を分析していないが、内側及び外側広筋の筋活動量は台の高さの影響を受けるため、今後は台の高さと筋活動の関係を調べる必要がある。また、昇降動作時の足関節の底背屈筋群の最大活動と大腿四頭筋群の最大活動の時期はほぼ同じであり<sup>1)</sup>、足関節底屈筋群との比較も必要である。

本研究では大腿四頭筋の4つの筋の機能が解剖学的位置関係から昇降動作間で異なると予測した。内側広筋は筋の起始と停止をそれぞれ大腿骨と膝蓋骨にもち、膝蓋骨の外側変位を防止し、膝蓋大腿関節の適合性と安定性を保つという特異的な役割を果たす<sup>15)</sup>。本研究では、内側広筋と外側広筋の機能的役割を明らかにするためにVM/VL比を用い、その値はSouzaとGross<sup>16)</sup>の結果とほぼ一致し、VM/VL比の値が歩行時に比べ大きくなり、1を越える。これは外側広筋に比べ内側広筋の活動の割合が増大していることを意味する。このことは、床反力の内外側方向の結果から、相対的にはあ

るが、支持脚の内側方向への分力の割合が外側方向より増大していたことによって説明されるかもしれない。つまり、昇降動作時には膝蓋骨や膝関節そして身体全体の外側方向への変位を防ぐために股関節の大殿筋や中殿筋と共に内側広筋も活動し、姿勢の安定化に寄与していると考えられる。したがって、内外側方向への分力の変化が内側広筋及び外側広筋の筋活動に変化を与えた可能性がある。

矢形<sup>17)</sup>は背臥位での下肢伸展挙上時のVM/VL比が立位時の大腿四頭筋等尺性収縮訓練時より有意に高く、さらに、股関節内転筋を同時に収縮させるとさらに高値を示すと報告し、VM/VL比の変化をKimら<sup>18)</sup>の報告に基づいて考察している。そして、股関節内転筋の収縮によって膝関節に外反ストレスが加わり膝関節の内側側副靭帯が伸張され、内側側副靭帯内のメカノレセプターを介した反射性の反応によって内側広筋の筋活動が促進され、外側広筋には抑制の効果を及ぼしたものと考察している。本研究の昇降動作時の外側方向への分力の低下と外側広筋の活動比の低下という結果から、膝関節への内反あるいは外反のストレスを増大させている可能性がある。

段差昇降動作の床反力を用いた研究は多くあるが、前後あるいは内外側方向の床反力についての記述は少ない。Rinnerら<sup>9)</sup>やReidら<sup>19)</sup>は昇降動作時の床反力を記録しているが、前後方向の分力のみ記述している。Rinnerら<sup>9)</sup>は前後方向の床反力の振幅は歩行時に比べ小さいと報告し、本研究でも前後方向の振幅はRinnerら<sup>9)</sup>と同じ結果であるが、昇段と降段では前方と後方の床反力の値はそれぞれ異なっていた。我々の研究ではさらに内外側方向の分力についても解析を行い、歩行時に比べて昇降動作で有意な減少を認めた。一般的に、平地歩行の支持脚の内外側方向の分力は踵接地後、足趾離地まで常に内向きを示し、支持脚内のCOPの移動は踵接地後、足底面の外側縁を通過する<sup>20)</sup>。Rinnerら<sup>9)</sup>は内外側方向の床反力の結果の記述は無いが、ほぼ歩行と同じ二峰性のパターンの結果を提示していた。Reidら<sup>19)</sup>は、一足一段と二足一段の昇降動作パターンでの床反力のデータを提示しており、これによると動作パターンに関わらず、一貫して外側分力を示していた。我々の結果はRinnerら<sup>9)</sup>の結果に類似していたが、その様相は異なる。昇段時は内側方向への分力が増大していき、降段時は高い内側分力から減少する様相を示していた。これらの違いは、解析区間によるものと考えられ、本実験では1枚の床反力計の使用であったためLarsenら<sup>3)</sup>の垂直成分による位相を基にしていたことがその要因

になったと考える。

本研究に幾つかの限界がある。第1に他の下肢筋群の活動とその関連性を調べていない。第2に、特に、昇り動作直前の対側下肢の底屈筋の働きは続く支持脚の働きに影響を与える可能性があるため両側下肢を調べることが重要である。最後に、対象が若年男子のみであり、加齢や障害の影響を調べる必要がある。今後は、関節モーメントなどの計測パラメータを増やし、運動課題の条件設定(連続階段昇降動作、速度や踏みの高さと幅など)を考慮し、対象者数を増やし検討していきたい。本研究はこれらの問題を含むが、昇降動作時の大腿四頭筋内側広筋の重要性の根拠を客観的に示し、今後の昇降動作に対する理学療法の訓練に有用であると考える。

## 引用文献

- 1) McFadyen BJ, Winter DA: An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *J Biomech*, 1988, **21**(9): 733-744.
- 2) Lim BW, Hinman RS, Wrigley TV, et al.: Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. *Arthritis Rheum*, 2008, **59**(7): 943-951.
- 3) Larsen AH, Puggaard L, Hämäläinen U, et al.: Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, **18**(4): 568-580.
- 4) Hinman RS, Cowan SM, Crossley KM, et al.: Age-related changes in electromyographic quadriceps activity during stair descent. *J Orthop Res*, 2005, **23**(2): 322-326.
- 5) Powers CM, Landel R, Perry J: Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther*, 1996, **76**(9): 946-955.
- 6) Mariani PP, Caruso I: An electromyographic investigation of subluxation of the patella. *J Bone Joint Surg Br*, 1979, **61**: 169-171.
- 7) Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, et al.: A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*, 1980, **62**(5): 749-757.
- 8) Zachazewski JE, Riley PO, Kerbs DE: Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *J Rehabil Res Dev*, 1993, **30**(4): 412-422.
- 9) Riener R, Rabuffetti M, Frigo C: Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture*, 2002, **15**(1): 32-44.
- 10) Basmajian JV, Blumenstein R: Electrode placement in electromyographic biofeedback. In: *Biofeedback Principles and Practice for Clinicians*. Williams & Wilkins, Baltimore/London, 1983, p82.
- 11) Joseph J, Watson R: Telemetering electromyography of muscles

- used in walking up and down stairs. *J Bone Joint Surg Br*, 1967, **49**(4): 774-780.
- 12) 金子弥生, 山崎祐司, 青木詩子・他: 階段昇りと膝伸展筋力の関係. *理学療法学*, 2001, **28**(Suppl 2): 401.
- 13) 徳原尚人, 北浜伸介, 宮川孝芳・他: 階段昇降様式の違いにおける大腿四頭筋活動の筋電図学的分析. *理学療法学*, 2002, **29**(Suppl 2): 163.
- 14) 小住兼弘: 下腿切断者における段昇降の動作解析. *リハビリテーション医学*, 1998, **35**(3): 170-177.
- 15) Basmajian JV: Reeducation of vastus medialis: a misconception. *Arch Phys Med Rehabil*, 1970, **51**(4): 245-247.
- 16) Souza DR, Gross M: Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys Ther*, 1991, **71**(4): 310-320.
- 17) 矢形幸久: 内側広筋優位の大腿四頭筋強化訓練に関する研究. *リハビリテーション医学*, 1998, **35**(8): 556-562.
- 18) Kim AW, Rosen AM, Brander VA, et al.: Selective muscle activation following electrical stimulation of the collateral ligaments of the human knee joint. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995, **76**(8): 750-757.
- 19) Reid SM, Lynn SK, Musselman RP, et al: Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns. *Med Sci Sports Exerc*, 2007, **39**(11): 2005-2011.
- 20) 中村隆一, 斎藤 宏, 長崎 浩: 基礎運動学 第6版. 医歯薬出版, 東京, 2003.