

## 立位姿勢の安定性と下肢筋の相対的筋負担度との関係

藤原勝夫・池上晴夫・岡田守彦

### The Relationship between the Postural Stability and the Relative Muscle Load of Lower Limbs in Upright Stance

Katsuo FUJIWARA, Haruo IKEGAMI and Morihiko OKADA

The purpose of this study was to investigate the relationship between the postural stability and the relative muscle load (RML) of lower limbs, while maintaining various standing postures with the center of foot pressure (CFP) at given anteroposterior positions in foot sole. Twenty-nine university male students, aged from 18 to 23 years, were induced to maintain the standing posture on a force platform (stabilometer) for 20 seconds, on condition of open eyes and closed stance. The CFP fluctuation and the EMN of M. soleus, M. abductor hallucis and M. tibialis anterior were simultaneously measured. The postural stability and the RML were evaluated by the trace length of CFP fluctuation and the ratio of the integral value of EMN in standing to in maximum isometric muscle contraction, respectively. The CFP position was shown in relative distance (%) from the hindmost position of the heel, regarding the foot length as 100%.

When the CFP located in the range of 30-60%, no correlation was found between the postural stability and the RML. In the backward CFP position beyond 30%, the postural stability showed high correlation (0.606-0.726) with the RML of M. tibialis anterior. In the forward CFP position beyond 60%, the postural stability showed significant correlation (0.376-0.512) with the RML of M. soleus, but in the CFP position of 65% and 70%, it did not show significant correlation with that of M. abductor hallucis. In the forward CFP position beyond 70%, the postural stability correlated slightly higher with the RML of M. abductor hallucis (0.490-0.573) than that of M. soleus (0.430-0.512). These suggested that under comparatively large muscle load of lower limbs, the stability of standing posture was affected by its RML.

#### I 緒言

立位姿勢の調節能力は体力における調整力の中核をなし、かつ立位姿勢の調節機序は運動・動作の支配的機序をなすものであり、その能力の評価と機序の解明は体育科学における重要課題の一つであると考えられる<sup>12)</sup>。

立位姿勢を保持している場合に、身体は絶えず動揺しているが、その動揺は目標とする姿勢からの偏倚とそれから立ち直ろうとする作用の動的バランスの現象であるとみなされる<sup>14)</sup>。したがって、身体動揺を分析することによって、立位姿勢の調節能力や調節機序を評価・解明できると考えられる。これまでも、身体動揺の分析によって、立

位姿勢の安定性を評価することや、その安定性を規定する要因について検討することが、数多くなされてきた。しかし、規定要因については、神経系や感覚器を中心に論じられており<sup>3)</sup>、運動効果器の特性、例えば最大筋力(等尺性随意収縮による)などについては、十分な検討がなされていない。

正常に立ち直り反射が働くためには、十分に大きい筋力を発揮しうることが必要であることは、脳性麻痺児や乳幼児の姿勢反射を研究しているBobath<sup>4)</sup>や有馬ら<sup>2)</sup>によって指摘されている。一方、健常人を対象とした研究では、筋負担度の大きい姿勢保持においては、最大筋力の大小が立位姿勢の安定性を左右するのではないかという推察が、Ed-

wards<sup>7)</sup>および川畑ら<sup>16)</sup>によってなされている。著者ら<sup>11)</sup>は、先に立位姿勢の安定性と下肢筋の最大筋力の加齢変化について検討し、両者の加齢変化のパターンが類似していることを報告した。しかし、年齢の要因を一定にしての安定性と最大筋力との偏相関は、極めて低い値であった。

倉田<sup>17)</sup>は、目標とする筋力が高くなるにとともに、発揮する筋力の変動が大きくなることをとりあげ、その機序として各運動単位の相対的閾値の変動の増大をあげている。立位姿勢の保持において、抗重力筋の発揮する筋力が変動するということは、身体動揺が生じることを意味しており、発揮している筋力の最大筋力に対する割合(相対的筋負担度, Relative Muscle Load:RML<sup>27)</sup>)と安定性との間にこそ、密接な関係があることが推察される。著者らは、先に前傾や後傾によって足圧中心(Center of Foot Pressure :CFP<sup>33)</sup>)位置を前後に移動して立位姿勢を保持した場合の安定性<sup>9)</sup>および下肢筋のRML<sup>13)</sup>について報告した。その両報告の結果を対応させてみたところ、CFP位置の移動に伴う特定の筋のRMLの変化が、立位姿勢の安定性の変化に類似していることが推察された。

そこで、本研究では前後方向の種々のCFP位置で立位姿勢を保持させ、下肢筋のRMLと立位姿勢の安定性との間に、どのような関係があるかについて検討することにする。

## II 方法

筑波大学の体育専門学群の男子学生19名、及び過去5年間、運動クラブに所属したことがなく、日頃特別のトレーニングを行っていない同大学の男子学生10名を被験者とした。両群の身長・体重には有意差がなく、全被験者の身長は168.7±5.50cm、体重は63.3±7.06kgであり、体格は全国標準値に近いものであった。

被験者には、足の形態計測の後、床反力計(アニマK.K., model 4301)上で、開眼・閉足位にて次の試技を課し、CFP動揺と下肢筋(ヒラメ筋、前脛骨筋、母指外転筋)の筋電位とを検出した。

- ①安静立位を5回反復保持する。
- ②転倒しない状態での最前傾と最後傾をそれぞれ2回反復保持する。
- ③前傾と後傾を行い所定のCFP位置で立位姿勢を保持する。

前傾と後傾時には、踵や指部を接地したままで、

安静立位と同じ身体各部位の幾何学的相互関係を保つように指示した。各姿勢での1回の測定時間は20秒間であり、1分間の椅座位による休憩をはさんで反復した。③の所定のCFP位置は、足長を100%とし、安静立位のCFP位置から前後に5%間隔ごとに定めた。その位置の被験者への指示は、床反力計に接続されているX-Yレコーダ(渡辺測器, WX442)を監視しつつ口頭で行った。

検出したCFP動揺の前後(y)成分と左右(x)成分及び各筋電位を、同時にデータレコーダ(共和電業, RTP501AL)に収録した。後刻データを再生し、A/D変換の後マイクロコンピュータ(Zilog, Z80-RIO)を用いて、CFP動揺の軌跡長(L)と動揺の中心位置(P)を求め、筋電位では1秒間当りの積分値(I)を求めた。そして、Lを安定性の指標とし、Pをその立位姿勢のCFP位置とした。CFP位置は、足長を100%とした場合の踵点からの相対距離(%)で表示した。筋電位は、表面双極誘導により、時定数0.03秒で導出した。RMLは、あらかじめ最大筋力発揮時の1秒間当りの筋電位の積分値を求めておき、それに対する各立位姿勢保持時の筋電位の積分値の比(%)によって評価した。最大筋力発揮時の筋電位の測定は、著者ら<sup>11)</sup>の報告に示されている底屈力、背屈力及び母指屈曲力発揮時のものであり、それぞれ3秒間維持させた。なお、A/D変換のサンプリング間隔は、CFP動揺では50msec., 筋電位では2msec.とし、各パラメータの計算は次の式に基づいて行った。

$$L = \sum_{i=1}^{400} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

$$\text{CFP位置} = \frac{1}{400} \sum_{i=1}^{400} y_i$$

$$I = \frac{1}{20} \sum_{i=1}^{20} \sum_{j=1}^{400} 2 |x_{ij} - \bar{x}_i|,$$

$$\bar{x}_i = \frac{1}{400} \sum_{j=1}^{400} x_{ij}$$

Lについては、次式に基づいて身長補正をほどこした。

$$\text{補正值} = \text{実測値} \times \text{平均身長} / \text{身長}$$

足の計測項目は、いずれも左足の足長、第1中足骨頭、第5中足骨頭、内果下端、外果下端であり、計測方法は著者ら<sup>11)</sup>が先に報告した方法に準じた。

本研究において用いた検定は、全て有意水準5%で行った。

### III 結果

#### 1. 足の形態

足長は $25.2 \pm 0.96$  cmであり、著者ら<sup>11)</sup>が先に報告した20歳代の一般成人男子の値と大差なかった。足の他の形態値については、足長を100%とした場合の踵点からの相対距離(%)を求めた。内側縦足弓の最先端に当る第1中足骨頭は $75.0 \pm 1.93\%$ であり、外側縦足弓の最先端に当る第5中足骨頭は $62.2 \pm 1.66\%$ であった。内果下端と外果下端はそれぞれ $26.1 \pm 1.72\%$ と $18.2 \pm 1.62\%$ であり、これらの値からして足関節の中央部は、踵点から足長の約22%に位置すると推定される。これらの形態値は、いずれも一般成人239名の値<sup>11)</sup>と大差なかった。

#### 2. 前後方向のCFP位置の変化に対する安定性の変化

安静立位におけるCFP位置は $45.2 \pm 5.25\%$ であり、軌跡長は $177 \pm 43.6$ mmであった。

図1に、5%間隔ごとのCFP位置における、全被験者の軌跡長の平均値と標準偏差値を示した。これらの値は、各被験者のCFP位置と軌跡長との関係を移動5点2次式近似法で平滑化し、その曲線から5%間隔ごとのCFP位置における軌跡長を算出して得たものである。図中の両端は、最前傾と最後傾における値であり、それぞれの位置は $87.2 \pm 2.92\%$ と $17.4 \pm 2.11\%$ であった。この図からは、45%の位置を中心にして前後に安定した領域(安定域)が存在

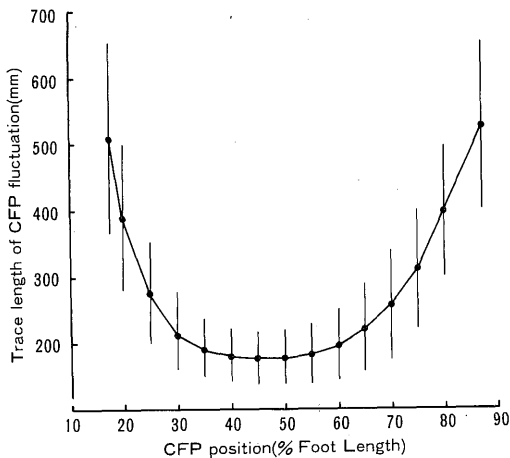


Fig. 1 Means and standard deviations of the trace length of CFP fluctuation in various standing postures with CFP at given positions in foot sole.

し、最前傾と最後傾に近づくにつれて、急激に安定性が低下することが認められた。45%の位置の軌跡長と有意差を示したのは、65%の位置から前方と、30%の位置から後方においてであった。著者ら<sup>9)</sup>は、先に安定域を安静立位における軌跡長の1.14倍以下のCFP位置範囲としたが、本研究ではその範囲の前端は $61.3 \pm 9.75\%$ であり、後端は $32.2 \pm 5.12\%$ であった。

#### 3. 前後方向のCFP位置の変化に対する下肢筋のRMLの変化

安静立位においては、いずれの被験者にも前脛骨筋に活動が認められなかった。それに対して、ヒラメ筋が $4.1 \pm 3.42\%$ 、母指外転筋が $4.0 \pm 2.34\%$ のRMLを示した。

図2と図3に、前後方向のCFP位置と各筋のRMLとの関係を示した。これらの値は、軌跡長の場合と同様の方法を用いて、値を平滑化して得たもの

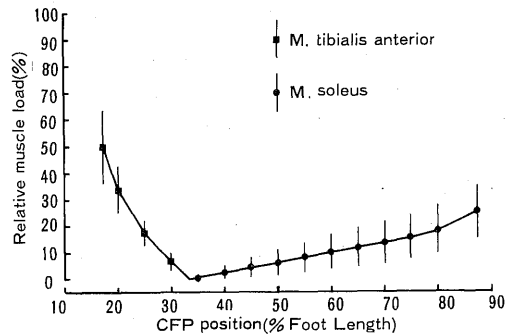


Fig. 2 Means and standard deviations of the relative muscle load of M. tibialis anterior and M. soleus in various standing postures with CFP at given positions in foot sole.

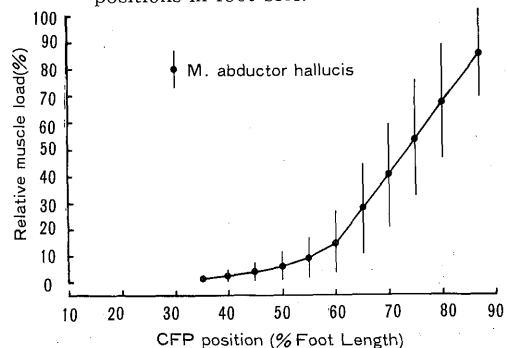


Fig. 3 Means and standard deviations of the relative muscle load of M. abductor hallucis in various standing postures with CFP at given positions in foot sole.

である。前脛骨筋とヒラメ筋の活動交代は $34.1 \pm 1.35\%$ の位置で起り、前脛骨筋はこの位置から後方で活動し、最後傾では $50.3 \pm 13.54\%$ のRMLに達した。この変化パターンは、後傾による安定性の変化パターン(図1)に類似していた。ヒラメ筋のRMLは、CFP位置の前方移動に対応して、ほぼ直線的に増し、最前傾では $25.2 \pm 10.32\%$ であった。母指外転筋のRMLは、35%から60%の位置までは漸増し、それより前方では急激な増加を示し、最前傾では $87.0 \pm 17.6\%$ に達した。60%より前方の位置で急激にRMLが増加するパターンは、安定性が約60%の位置より前方で急激に低下するのに類似していた。

4. 所定のCFP位置に於ける立位姿勢の安定性と下肢筋のRMLとの相関

安静立位における軌跡長と下肢筋のRMLとの相関は、ヒラメ筋では0.214、母指外転筋では0.101であり、いずれも有意な相関は認められなかった。図4に、所定のCFP位置における軌跡長と各筋のRMLとの相関係数を示した。前脛骨筋においては、30%の位置では0.206と有意な相関が認められず、それより後方の位置では0.6以上の高い相関を示した。ヒラメ筋については、前方の位置ほど高い相関を示す傾向があり、65%およびそれより前方の位置では0.37以上の有意な相関を示した。母指外転筋においては、35~60%の位置では0に近い値を示し、65%と70%の位置では有意ではないが

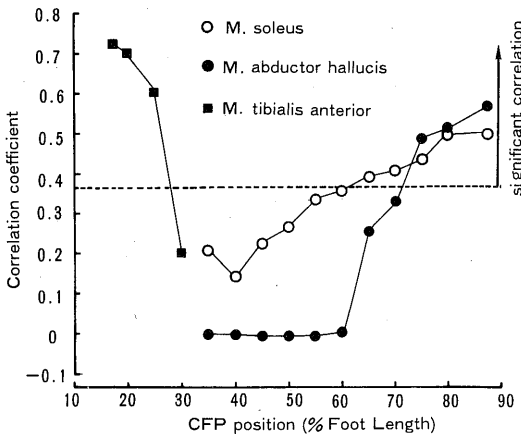


Fig. 4 The correlation coefficient between the trace length of CFP fluctuation and the relative muscle load of lower limbs in various standing postures with CFP at given positions in foot sole.

0.258, 0.333と値が増加し、それより前方の位置ではヒラメ筋よりも若干高い有意な相関を示した。

IV 考 察

1. RMLの測定及び被検筋について

図5のように体重Wの被験者が、足関節の前方bのCFP位置で立位姿勢を保持した場合には、足関節からアキレス腱までの距離がaである下腿三頭筋の発揮する筋力Fは、次式で求められる。

$$F = \frac{b}{a} W$$

最大筋力をFmaxとすると、下腿三頭筋のRMLは次式で求められる。

$$RML = \frac{F}{F_{max}} = \frac{b}{a} \times \frac{W}{F_{max}}$$

この式から、RMLを規定する要因として、てこ比を規定する足の形態、それに体重および最大筋力があげられる。また、てこ比が一定である場合には、RMLは体重当りの最大筋力に反比例することが理解される。その他の下腿筋及び足底筋のRMLについても、これと同様のことが考えられる。したがって、各被験者が共通の相対的CFP位置(足長に対する)で立位姿勢を保持した場合に、てこ比が一定であるという条件下においては、各RMLは体重当りの最大筋力に対応することになる。

ところがアキレス腱の停止する踵骨の形態や足関節の軸の位置には、かなりの個体差が認められると報告されている<sup>25) 26)</sup>。また、本研究で得られた足の形態値からみても、足関節の位置や第1中骨頭の位置に、かなりの個体差があることが理解される。このことは、前脛骨筋の活動開始の位置、

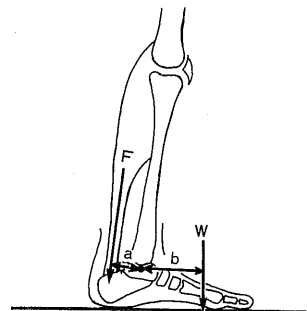


Fig. 5 Analytical method for the muscle tension of M. triceps surae in standing posture.

及び先に著者ら<sup>13)</sup>が報告した足指圧の急増する位置の個体差などからも明らかである。したがって、体重当りの最大筋力によってRMLを推定することは、困難であると考えられる。

本研究ではRMLの推定に、筋電位の積分値を用いた。これまでに、筋を等尺性随意収縮した場合に発揮される筋力と筋電位の積分値との関係について多くの研究がなされており、その間には比例関係が成立するとの報告が多い<sup>6) 8) 22) 23) 24)</sup>。また、筋長が多少変化しても、筋電位の積分値によって正確に筋力を推定できるという報告もなされている<sup>15)</sup>。それゆえに、個体間や筋間ではその直線回帰式の傾きが大きく異なるけれども、その筋の最大筋力に対する相対的筋力、すなわちRMLを推定するには、現在のところ筋電位の積分値を用いる方法が最良であると考えられる。ただし、最大筋力の付近では、筋力と筋電位の積分値との比例関係が乱れるという報告<sup>21)</sup>もあり、検討すべき点がないわけではない。

被検筋については、次のような理由によって、ヒラメ筋、母指外転筋及び前脛骨筋を選択した。ヒラメ筋については、安静立位では抗重力筋の中で最も大きい消費エネルギー及びRMLを示すこと<sup>27) 32)</sup>、それに身体動揺が足関節を基軸としており、足関節の回転モーメントの変化が最も大きく、その調節が立位姿勢の保持にとって重要であること<sup>10)</sup>、などが選択の理由である。下腿三頭筋を形成する腓腹筋は、立位姿勢の保持において突発的な活動を示し、持続放電を示すヒラメ筋とは活動が異なると報告されている<sup>1)</sup>。また、著者ら<sup>13)</sup>の先の報告では、CFP位置による腓腹筋のRMLの変化が、ヒラメ筋とは違ってCFP位置の前方移動に比例して増加するのではなく、波動状に変化して増加した。加えて、その増加パターンに、大きな個体差が認められた。これらの理由によって、本研究では腓腹筋を被検筋から除外した。母指外転筋と前脛骨筋は、前傾時あるいは後傾時に大きいRMLを示すとともに、安定性の変化とある程度類似したRMLの変化を示すことが、著者ら<sup>9) 13)</sup>の先の研究結果から推察された。また、それぞれの姿勢保持において、主動筋となることを考慮して、これらの筋を選択した。

なお、この他にも立位姿勢の保持において重要な働きをなす筋が数多くある<sup>5)</sup>が、器材の関係で同時測定が困難であった。それに深部筋の筋電位の

検出に針電極を用いた場合に、痛みなどの影響で姿勢が変化することを予備実験で確認しており、針電極を使用出来ないという制約もあった。

## 2. 立位姿勢の安定性に及ぼすRMLの影響

安静立位の安定性は、いずれの筋のRMLとも有意な相関を示さなかった。著者ら<sup>13)</sup>は、先に安静立位のCFP位置は、大きい個体差があるが、約30～60%の範囲内に分布することを報告した。本研究では、この範囲内のいずれのCFP位置でも、安定性とRMLとの間に有意な相関を認めなかった。また、安定性が殆ど変化しない安定域は約30～60%であるが、各筋のRMLはその範囲でもCFP位置に対応して変化した。これらのことから、約30～60%のCFP位置では、RMLの大小は立位姿勢の安定性に影響しないものと考えられる。30%の位置では前脛骨筋のRMLの平均値は約7%であり、60%の位置ではヒラメ筋と母指外転筋のRMLのそれぞれの平均値は約10%と約15%であった。すなわち30～60%の範囲内のCFP位置では、いずれの筋のRMLも15%以下と小さいことになる。Monod and Scherrer<sup>26)</sup>は、15分以上にわたって一定の筋力を持続できるRMLの上限が15%であると報告しているが、本研究結果と何らかの対応関係があるのではないかと推察される。

これに対し、この範囲外のCFP位置では、ヒラメ筋と前脛骨筋に関しては、いずれの位置でも安定性とRMLとの間に有意な相関が認められた。特に前脛骨筋では高い相関を示した。母指外転筋のRMLは、35～60%の位置では安定性と無相関であるのに対して、65%と70%の位置では0.258、0.333と有意ではないが相関が増し、75%から前方の位置では安定性と有意な相関を示し、ヒラメ筋よりもむしろ高い相関であった。さらにいずれの筋でも、RMLの大きい位置ほど安定性とRMLとの相関が高くなる傾向が認められた。

ここで注目される第1点は、35～70%の位置ではヒラメ筋の方が母指外転筋よりも相関が高く、75%から前方の位置ではヒラメ筋よりも寧ろ母指外転筋の方が相関が高いということである。このことから、立位姿勢の安定性とRMLとの関係を考える場合に、まずその筋がどれだけ立位姿勢の保持に関与しているかを問題とすべきであると考えられる。先に著者ら<sup>13)</sup>は足指圧について報告したが、足指圧は約60%より前方のCFP位置で急増し

た。そして、足指圧は、60%の位置では多い者でも体重の16%であり、75%の位置では体重の40~50%であった。したがって、母指外転筋は足指の屈筋群の1つであり、75%から前方のCFP位置では、姿勢保持の筋としての働きが著しく増大するものと考えられる。

第2に、前脛骨筋が他の筋に比して高い相関を示したことが注目される。このことについては、背屈筋群は底屈筋群に比して筋の数が半分以下であり、中でも前脛骨筋が背屈の主働筋であり、後傾姿勢における前脛骨筋の関与の度合いが、かなり高いことが関係していると考えられる。また、日常生活では、体の背側の筋(底屈筋や母指外転筋を含む)が立位姿勢の保持に強く関与しており、前脛骨筋などの体の腹側の筋はほとんど関与していないと報告されている<sup>1)3)</sup>。そのために、後傾姿勢の調節能力には個体差が少なく、RMLの大小が後傾姿勢の安定性により大きい影響を及ぼすことになったとも考えられる。

第3に、RMLが大きい位置ほど安定性とRMLとの相関が高いことが注目された。この結果からは、RMLが大きいほど、RMLの立位姿勢の安定性に及ぼす影響が強くなるのではないかと考えられる。あるいは、前傾や後傾の度合いが大きいほど、RMLおよび安定性の個体差がより正確に検出されたために、このような結果が生じたのかもしれない。

このように、30~60%の範囲外のCFP位置では、下肢筋に対する筋負担度が増し、負担度が大きいほど、そのRMLの大小が立位姿勢を大きく左右することが明らかになった。

RMLが立位姿勢の安定性を左右するメカニズムを考える場合に、次の報告が参考になる。倉田<sup>18)</sup>および Sutton, et al.<sup>29)</sup>は、所定の筋力を発揮する場合に、目標とする筋力の増大に比例して、目標値からの偏差が増大することを指摘した。すなわち、ウェーバーの法則が成立するというのである。前述したように、一定の立位姿勢を保持した場合に、発揮している筋力が変動するということは、身体動揺が生じることを意味する。さらに倉田<sup>17)</sup>は、単一運動単位の興奮の相対的閾値の変動について実験し、低い筋力で放電を開始する運動単位は放電開始の筋力の変動が小さく、大きい筋力で放電を開始する運動単位は放電開始の筋力の変動が大きいことを報告した。そして、倉田<sup>19)</sup>および Kurata<sup>20)</sup>は、一定の筋力を発揮している時に運動単位に閾

値の上昇が起れば、この運動単位はスパイク放電を停止することになっているとしている。また、運動単位の活動交代は、その根底に各運動単位の閾値の変動が存在することによって発現し、一定の筋力を発揮している際の日標値からの誤差を生じる一要因でありうると考察している。このような閾値の変動は、Tokizane and Shimazu<sup>30)</sup>の報告している運動単位の放電の $\tau$ -S曲線からして、速筋線維の多い筋ほど大きく、したがって前脛骨筋の方がヒラメ筋よりも活動交代が多いと推察される。以上のことから、前傾や後傾の度合いが増し発揮する筋力が大きくなるにつれて、姿勢が不安定になること、および前傾姿勢よりも後傾姿勢の方が不安定であることは、ある程度説明できると考えられる。

しかるに、主に前傾の度合いが大きくなり発揮する筋力が増大するにもかかわらず、安定性が殆ど変化しない安定域が存在するということは、どのようなことを意味しているのであろうか、これは、ヒトの体が分節構造をなし、立位姿勢の保持にあたっては、各関節における身体動揺の調節がなされてお<sup>10)</sup>、この安定域ではその調節がよくなされていることを示すものであると考えられる。そのような調節作用が、姿勢保持に必要な筋力が著しく増加した場合に低下することも考えられるが、このことについては、今後身体各部位の動揺調節を含めて検討したい。いずれにせよ、神経系による姿勢調節能力は、関与筋のRMLを考慮に入れて評価することが必要であると考えられる。

## V 結 論

立位姿勢におけるCFP位置が踵から足長の約30~60%の範囲内にある場合には、下肢筋の筋負担度は比較的小さく(最大筋力の15%以下)、そのRMLの大きさが立位姿勢の安定性に殆ど関与しない。ところが、その範囲外のCFP位置では、下肢筋の筋負担度が増し、そのRMLの大きさが立位姿勢の安定性を大きく左右する。したがって、筋負担度が大きくなる立位姿勢の保持においては、姿勢保持に強く関与する筋のRMLの大きさを考慮して、姿勢調節能力を評価すべきであると考えられる。

## 参 考 文 献

- 1) Asmussen, E.: The weight-carrying function of human spine. Acta Orthop. Scandinav., 29:276-

- 290, 1960.
- 2) 有馬正高, 小宮和彦, 藤原厚子, 小野和郎: 姿勢の発達. 神経進歩, 11(3):483-488, 1967.
  - 3) Basmajian, J. V. : Muscle alive. 4th ed., The Williams and Wilkins Co., Baltimore, 1978.
  - 4) Bobath, B. : Abnormal postural reflex activity caused by brain lesions. 2nd ed. William Heinenn, London, 1971.
  - 5) Calsöö, S. : The static muscle load in different work positions : An electromyographic study. Ergonomics, 4: 193-211, 1961.
  - 6) Eason, R. G. : Electromyographic study of local and generalized muscular impairment. J. Appl. Physiol., 15: 479-482, 1960.
  - 7) Edwards, A. S. : The measurement of static ataxia. Am. J. Psychol., 55:171-188, 1942.
  - 8) Edwards, R. G. and Lippold, O. C. J. : The relation between force and intergrated electrical activity in fatigued muscle. J. Physiol., 132:677-681, 1956.
  - 9) 藤原勝夫, 池上晴夫: 足圧中心位置と立位姿勢の安定性との関係について. 体育学研究, 26(2):137-147, 1981.
  - 10) 藤原勝夫, 小山吉明, 池上晴夫, 岡田守彦: 立位姿勢における身体動揺の分析. 姿勢研究, 2(1):1-8, 1982.
  - 11) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦, 小山吉明: 立位姿勢の安定性における年齢及び下肢筋力の関与. 人類学雑誌, 90(4): 385-400, 1982.
  - 12) 藤原勝夫: 身体動揺からみた立位姿勢の調節及び安定性. 筑波大学教育学博士論文, 1983.
  - 13) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦: 立位姿勢における足圧中心位置およびその規定要因に関する一考察. 姿勢研究, 4(1):9-16, 1984.
  - 14) 福田精: 運動と平衡の反射生理. 医学書院, 1957.
  - 15) 井口傑: 非等尺・非等張運動における筋電図による筋力測定. 脳波と筋電図, 9(3):203- 213, 1981.
  - 16) 川畑栄一, 坂田敬雄, 深野明, 久保正秋, 曾根睦子, 浜田志朗, 平沢弥一郎, 白井永男: 中・高校生の直立能力について. 東京教育大学付属駒場中・高等学校紀要, 114-146, 1976.
  - 17) 倉田博: 単一運動単位の興奮の相対的閾値変動について. 体力科学, 21:176-182, 1972.
  - 18) 倉田博, 馬詰良樹, 柳本昭人, 森下芳郎, 山本直道: 筋力の調節能力について. 体力科学, 19:36-46, 1970.
  - 19) 倉田博: 筋力調節における運動単位の活動特性の2・3の検討. 体力科学, 21(4):183-187, 1972.
  - 20) Kurata, H. : Fine control of voluntary contraction ; single spike discharges of single motor units without display of spikes. J. Physical Fitness Japan, 23:101-102, 1974.
  - 21) 黒田英三, Kissourar, V., Milsum, J. H. : 随意運動における筋電図の定量的解析および疲労の影響. 第1回バイオメカニズムシンポジウム抄録, 113-114, 1970.
  - 22) Lippold, O. C. J. : The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Physiol., 117:479-499, 1952.
  - 23) Milner-Brown, H. S. and Stein, R. B. : The relation between the surface electromyogram and muscular force. J. Physiol., 246:549-569, 1975.
  - 24) 皆川孝志, 河合洋祐, 佐藤吏, 丹生治夫: カエル縫工筋の反射性収縮における張力と電気的活動の関係について. 体力科学, 20:151-158, 1971.
  - 25) 水野祥太郎: ヒトの足の研究: 扁平足問題からの展開. 医歯薬出版, 1973.
  - 26) Monod, D. H. and Scherrer, J. : The work capacity of a synergic muscular group. Ergonomics, 8:329-338, 1965.
  - 27) Okada, M. : An elctromyogrphic estimation of the relative muscle load in different human postures. J. Human Ergol., 1:75-93, 1972.
  - 28) Sammarco, G. J. : Biomechanics of the ankle ; A kinematic study. Orthopedic Clinics of North America. 4(1):75-96, 1973.
  - 29) Sutton, G. G. and Sykes, K. : The variation of hand tremor with force in health subjects. J. Physiol., 191:699-711, 1967.
  - 30) Tokizane, T. and Shimazu, H. : Functional differentiation of human skeltal muscle ; corticalization and spinalization of movement. University of Tokyo Press, 1964.
  - 31) 山本高司: 直立時動揺の年齢による変化. 体力科学, 28:249-256, 1979.
  - 32) Yokoyama, S. : Prediction of maximum local muscle energy metabolic rate in voluntary sustained contraction. J. Anthropol. Society Nippon, 91(2):199-214, 1983.
  - 33) Whitney, J.R. : The stability provided by the feet during manoeuvres whilst standing. J. Anat., 96:103-111, 1962.