低速度での足圧中心による視標トラッキングからみた立位姿勢調節能

浅井 仁* 藤原 勝夫**

CONTROL OF STANDING POSTURE WITH CHANGE IN THE CENTER OF FOOT PRESSURE BY FOLLOWING A MOVING TARGET AT LOW VELOCITY

HITOSHI ASAI and KATSUO FUJIWARA

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the relationship between the position of the center of foot pressure (CFP) and control of standing posture in ten healthy men by tracking the CFP to the moving target.

Subjects were required to track a continuously moving target displayed on a screen while standing on a force plate. The velocity of the target movement was 0.05, 0.10, and 0.15 hertz (Hz) with a triangular waveform. The target was moved 30~70% within the range of the heel regarding the foot length as 100%, and the range was divided by 10%. Each subrange was named (A), (B), (C), (D) for backward movement from 70% to 30%, and (E), (F), (G), (H) for forward movement from 30% to 70%.

The standing posture control was analyzed by mean error and absolute error at turning point between target- and CFP-movement.

The mean error of backward movement was significantly greater than that of forward movement in the two forward subranges at 0.15 Hz. As for the other frequencies, there was no significant difference between directions of CFP movement. Mean error of A was significantly greater than that of B and C in higher frequencies, but there was no significant difference at 0.05 Hz. Regarding absolute error, there was no significant difference between the forward and backward turning point with a decrease in frequency. Mean error of D or E was greatest among the section in all frequencies. The ratio of the greater D or E and A or H was greatest at 0.05 Hz.

These results suggested that CFP tracking at 0.05 Hz is hardly influenced by direction and velocity of the target movement. Therefore, we conclude that controllability of the standing posture differs markedly in various CFP positions. In addition, control of the standing posture in a backward direction is inferior to that in a forward one.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 1992, 41 : 447~456)

key words : center of foot pressure, posture control, tracking

I. 緒 言

立位姿勢の平衡保持は、視覚、前庭覚及び体性感覚の各情報が中枢で統合処理される過程を経てなされている²⁶⁾。平衡機能の研究を進めるに当たって、立位姿勢調節におけるこれらの感覚情報の

機能的役割について、詳細に検討することは重要であると考えられる。

立位姿勢調節における体性感覚系、特に足底からの圧感覚情報の重要性については、1926年に Magnus が、ヒトは四足動物とは異なり視覚情報と足底皮膚からの情報が大変重要な役割を持つ¹⁸⁾

*金沢大学医療技術短期大学部 School of Allied Medical Professions, Kanazawa University, Kodatsuno
〒920 金沢市小立野5-11-80 5-11-80, Kanazawa, 920 Japan

**金沢大学教養部 College of Liberal Arts, Kanazawa University, Marunouchi 1-1,
〒920 金沢市丸の内1-1 Kanazawa, 920 Japan

と報告したのを始めとして、古くから指摘されている。そして、圧感覚情報の役割についての研究では、この情報を減少させる方法^{1-3, 6, 19-22, 24)}や増加させる方法^{21, 22)}等が用いられてきた。その結果、足底からの圧感覚情報が、0.20 Hz 付近にある身体動揺の低周波成分の調節に強く関係することが明らかにされた^{1, 3, 15)}。

我々もこれまで、極低温空気を用いて足底を冷却し、足底からの感覚入力を低下させた状態で、前後方向の足圧中心 (CFP) 位置を所定の位置に保持させたときの姿勢調節能の評価から、足底各部からの圧感覚情報と姿勢調節の関係について検討してきた。そして、前足部と踵部からの圧感覚情報が、立位姿勢調節において異なった役割を果たしているのではないかと推察される結果を得た¹⁻³⁾。しかし、所定の CFP 位置で立位姿勢を保持することが困難なことも多く、実験の再現性が低いものであった。また、多くの CFP 位置で立位姿勢を保持させる必要があり、実験の施行時間が長くなるために、被験者にかかなりの負担がかかった。そこで今回は、これらの問題点を改善すべく、被験者が視覚的に CFP 位置を確認でき、しかも CFP 位置を連続的に変化させることが可能であり、試行回数がある程度一度にこなせ、あまり施行時間が長くない、移動視標に CFP を追従させる方法(トラッキング)を採用した。

前後方向の CFP 位置により下腿三頭筋や前脛骨筋の筋活動様式や、足底からの圧感覚情報の姿勢調節における機能的役割が異なることが、先行研究によって示唆されている^{7, 8)}。またヒトの安静立位姿勢では、体が前方に物理的に崩れる相と重力に抗して後方に立ち直らす相があることが指摘されている¹²⁾。トラッキングにおいても、CFP を移動する足部の解剖学的位置の他に、CFP の移動方向を考慮する必要があるように思われる。CFP 位置による立位姿勢調節能の違いについて検討するためには、できるだけ遅い速度のトラッキングが望ましいと考えられる。これまでにも立位姿勢における CFP のトラッキングに関する報告がなされ、トラッキング速度による姿勢制御様式の違いが報告されているが、上述したような観点で

0.20 Hz 未満の低周波のトラッキングに関してはほとんど検討されていない^{5, 23, 25)}。この低周波のトラッキングにおいても、トラッキングの速度と方向の問題を十分検討する必要があると考えられる。以上のことから本研究では、CFP の移動範囲を規定し、視標に対する前後方向の CFP トラッキングを 0.15 Hz 以下で行なわせた。そして、CFP の移動速度と方向を考慮して、CFP の位置による姿勢制御の様相について検討した。

II. 対象と方法

A. 対象

対象は、健康な男子学生10名からなり、その年齢は 20.8 ± 2.48 歳(平均値±標準偏差、以下同様)、身長は 170.7 ± 5.38 cm、体重は 63.6 ± 9.06 kg、足長は 25.3 ± 1.52 cm であった。

B. 測定方法

まず、被験者に床反力計(ワミー, WA 1001)上にて立位姿勢を保持させ、前後方向の CFP 信号を導出した。そしてこの信号を、眼前 1.5 m の距離に設置したモニター(ヒルタ ME, HF-100)に入力し、垂直軸方向の動きとして被験者に原寸大で提示した¹⁷⁾。また、併せてこのモニターに、ファンクション・ジェネレーター(NF, FG 121-B)からの三角波の信号を入力し、垂直軸方向に規則的に往復運動する視標として被験者に提示した。視標運動の幅は、被験者全員が CFP を足関節の前方に保つことができ、かつ足指に加わる圧を増加させることが可能な範囲⁸⁾として、踵から足長の30~70%の範囲とした。視標の移動速度については、0.05 Hz, 0.10 Hz, 0.15 Hz の3種とした。予備実験において 0.20 Hz 以上の周波数についても試行してみたが、正確な視標追従が極めて困難であった。被験者には、視標を注視させ、前後方向の CFP を視標に正確に追従させるように指示した。1回の試行時間を90秒間とし、各周波数とも2回の試行を行なわせた。なお測定に先立ち、各周波数で試行時間と同じ時間の練習を行なわせた。そして、右側ヒラメ筋、腓腹筋、前脛骨筋から、表面電極(双極誘導)にて筋電アンプ(日本電気三米, 1205 S)を介して筋電を導出した。これらの視標の

Fig. 1. Blockdiagram of CFP tracking and its measuring system. MGA : Medial Gastrocnemius, TA : Tibialis Anterior, SOL : Soleus.

Fig. 2. Calculated period and divided section for analysis. Calculated period were 60 seconds in each frequency. We divided the moving range of target by 10% in each direction (A~H).

動き, CFPの動きおよび筋電は, データレコーダー(共和電業, RTP-501 AL)に収録した(図1).

C. 分析方法

後刻データを再生し, 視標と CFP の信号は A/D コンバーター (I/O データ, PIO-9045) にてサンプリング周波数 20 Hz でデジタル変換後, パーソナルコンピューター (NEC, PC-9801 RX) にて分析した. 分析時間は図2に示す通り, 視標が

前方変極点を通過した点から60秒間とした. この60秒間における視標追従往復運動回数は, 0.05 Hz では3回, 0.10 Hz では6回, 0.15 Hz では9回となる.

分析においては, 足部構造の位置関係を足長に対する相対長で表した場合, また足部の構造との関係で姿勢制御に関連する下腿及び足部の筋活動パターンを表した場合, 個人差が比較的少ないこ

Fig. 3. Typical records of the CFP tracking, EMGs of Tibialis anterior and Medial gastrocnemius and Soleus in each frequency.

とが報告されており¹¹⁾, 足長 25 cm を正規足とし, 次式により, 以下得られる平均誤差および絶対誤差の値に対し足長による補正を施した.

$$\text{補正値} = (\text{実測値} \times 25) / \text{足長 (cm)}$$

また視標移動範囲を, 図 2 に示したように移動方向別に 4 等分 (A~H の合計 8 分割) した.

視標に対する CFP の追従特性は, ① 8 分割し

た視標移動範囲ごとの視標と CFP の平均誤差および, ② 足圧中心の前後各変極点での視標変極点との絶対誤差で評価した.

視標と CFP との平均誤差 (ME) については, 以下の式により算出した. なお SS は, 各時点での視標に対する CFP の偏差を示し, t は各区分での視標通過に要した時間 (7.5 秒) を示す.

$$ME = (\int |ss| dt) / t$$

なお、絶対誤差は足長に対する百分率で求めた。

本研究における統計学的有意水準は全て5%とした。

III. 結 果

A. CFP の移動及び筋活動様式

図3にCFPの移動及びそれに伴う下腿の筋活動を示した。CFPは等速で移動するのではなく、変極点付近で誤差が大きくなった。また途中でも、視標を追い越したり、停止したり、ときには逆戻りすることもあった。逆戻りしたときをトラッキングのノッチとすると、その回数はいずれの被験者も0.05 Hzでは半周期で5～7回、0.10 Hzでは同じく3～4回、0.15 Hzでは同じく1～2回であり、周波数が増加するに従い半周期当たりのノッチの数も少なくなった。しかし、単位時間当たりのノッチ頻度は、各周波数を通して約0.5～0.6 Hzであった。

トラッキング時の腓腹筋、ヒラメ筋及び前脛骨筋の筋活動は、各個人間に共通しており、各周波数ともにほぼ同様の傾向を示した。腓腹筋は、CFPが前方に移動するに従ってその活動量は増加し、CFPの動揺に対応した断続的な筋活動が見られた。ヒラメ筋は、前脛骨筋との活動交代後、CFPの前方移動に伴い活動量が増加したが、腓腹筋ほど相動的な活動を示さず持続的な活動を示した。前脛骨筋は、後方変極点付近で活動を示したが、それより前方のCFP位置ではどの周波数においても活動が認められなかった。

B. 平均誤差

平均誤差は全区間を通じて、各周波数ともに試行1回目と2回目の間に有意差が認められず、相関係数が0.7以上と有意な相関が認められた(表1)。このため試行1回目と2回目の平均値を代表値とした。

全区間を通しての平均誤差は、0.05 Hzでは 0.70 ± 0.112 cm, 0.10 Hzでは 0.82 ± 0.130 cm, 0.15 Hzでは 0.96 ± 0.158 cmで、周波数が増加するに従い平均誤差も大きくなる傾向が見られ、各

Table 1. Difference and correlation of total mean error of CFP between first trial and second trial.

Frequency	First trial (cm)	Second trial (cm)	t	coefficient of correlation
0.05 Hz	0.72 ± 0.185	0.67 ± 0.137	1.46	0.76**
0.10 Hz	0.83 ± 0.132	0.81 ± 0.094	0.40	0.78**
0.15 Hz	0.97 ± 0.114	0.94 ± 0.141	0.42	0.72*

**p<0.01, *p<0.05

Fig. 4. Mean error of each range section in foot sole.

周波数間に有意差が認められた。

8分割した各区間毎の平均誤差を図4に示した。

各値の速度による違いについてみると、0.05 Hzと0.10 Hzの間では、各値とも0.10 Hzが大きくなる傾向が認められ、A, E, F, G, Hにおいて有意差が認められた。0.10 Hzと0.15 Hzの間では、A, B, C, E, F, Gにおいて0.15 Hzが大きくなる傾向が認められ、A, B, Eにおいて

有意差が認められた. このように A と E は, 0.05 Hz と 0.10 Hz 間および 0.10 Hz と 0.15 Hz 間に共通して有意差が認められた. 0.05 Hz と 0.15 Hz の間では, A から H の全てにおいて 0.15 Hz が有意に大きな値を示した.

次に, 足の同一部位における CFP の前方ないし後方への移動方向による違いについて検討した. 0.15 Hz では前方 1/2 に当たる CFP 位置においては, A が H よりも, B が G よりもそれぞれ有意に大きかった. すなわち, 方向変換後に後方に移動する場合に値が大きくなった. その他の部位では, 移動方向による有意な差が認められなかった. 0.05 Hz と 0.10 Hz では, いずれの部位でも有意差を示さなかった.

CFP の移動方向別に区間値を比較すると, 中央にあたる B と C 間および F と G 間には, いずれの周波数でも有意差が認められなかった. また後方移動時 (A~D) において, 0.10 Hz と 0.15 Hz では A は隣接区間 B よりも有意に大きかったが, 0.05 Hz では差が認められなかった. また, いずれの周波数においても, D は隣接区間 C よりも有意に大きかった. 前方移動時 (E~H) には, 各周波数ともに E は F よりも有意に大きかった. G と H の間においては, 0.05 Hz と 0.10 Hz では H が有意に大きな値を示したが, 0.15 Hz では有意差は認められなかった.

A と H ないし D と E のそれぞれ大きい方の値を代表値とし, 最後方区間の最前方区間に対する比をみると, 0.05 Hz では 1.29 ± 0.52 , 0.10 Hz では 1.02 ± 0.29 , 0.15 Hz では 1.09 ± 0.33 で, 0.05 Hz が他の周波数と比べて有意に大きな値を示した.

C. 絶対誤差

平均誤差と同様の理由で, 試行 1 回目と 2 回目の平均値を代表値とした.

図 5 に示す通り, 後方変極点においては 0.05 Hz から 0.15 Hz にかけて増加が認められ, 0.05 Hz の値が他の 2 つの周波数に比べ有意に小さな値を示した. 前方変極点では, 各周波数間に有意な変化は認められなかった.

絶対誤差について前方変極点と後方変極点を比較すると, 0.10 Hz および 0.15 Hz において後方

Fig. 5. Mean absolute difference at turning points of 70% and 30%.

変極点の値が大きくなる傾向が認められ, 0.15 Hz において有意差が認められた.

IV. 考 察

A. 本測定法の再現性

緒言のところでも述べたように CFP 位置と姿勢調節能との関係を検討する上で, これまでの方法では結果の再現性に問題があった. そのため再現性が低下する要素を除くように実験条件を設定した. 第一に, 視標追従による CFP の移動範囲を足長の 30%~70% に規定した. これは, CFP の足長に対する相対位置で下腿および足部の筋活動パターンや足底での圧分布がほぼ規定されるとの報告^{7,8)}をもとにした. 第二に, 試行 1 回目と 2 回目の練習効果による差を無くするために, 被験者に対して試行前に十分な練習をさせた. 第三に, トラッキングの偶然性の影響を少なくすることを目的として, 同一時間内で 0.05 Hz で 3 往復, 0.10 Hz で 6 往復, 0.15 Hz で 9 往復のトラッキングを行なわせた. 第四に試行による疲労を考慮して, 試行 1 回目と 2 回目の間には十分な休憩を入れた.

そして得られた結果をみると, 各視標速度ともに試行 1 回目と 2 回目のデータに有意な差が認められず, それぞれの値間の相関係数も 0.72~0.78 と高かった. これらのことから, 今回の方法は再現性の高い方法であることが確かめられた.

また今回は同一日内の実験におけるものであり、日を変えて行なった実験の場合については検討していない。この場合、生体リズムや体調などの各種条件の影響を受けることが推察されるので、この点については今後の検討課題としたい。

B. 姿勢調節能について

1. 視標移動速度による違いについて

視標移動速度による姿勢制御能の違いについて、次の3つの結果が得られた。①0.05 Hzでのトラッキング時は、全区間を通して平均誤差が他の周波数に比べて有意に小さかった。また②後方変極点の絶対誤差は、視標速度の増加に伴い有意な増加を示した。また、③変極点を通過した直後の区間であるAおよびEの平均誤差においては隣接する周波数間で有意差が認められ、周波数の高い方の値が大きかった。

①の結果を生ずる理由として、0.10 Hz及び0.15 Hzではトラッキングの速度が0.05 Hzの2倍ないし3倍となるので、物理的には誤差を修正するためには大きな力が必要となることが考えられる。さらに変極点およびその付近では、これに加えて方向転換のための大きな力を必要とするために②と③の結果が生じたものと考えられる。

また今回のCFP追従波形におけるノッチの出現頻度は、各周波数を通して約0.5~0.6 Hzであった。そして、立位姿勢調節における視覚によるフィードバックの頻度は0.5 Hzに近いと報告されている⁹⁾。このことから、今回の実験においても視覚フィードバックが、この頻度で行われていた可能性が推察される。このため、視標を速く動かした場合には、単位時間当たりの視標の移動量が増加し、この移動量に対する視覚情報が相対的に少なくなる可能性が考えられ、これにより平均誤差が増加したものと思われる。

ノッチが出現する頻度については、この他に立位姿勢保持時の固有振動数が0.5 Hz近辺にあるとの報告があり¹⁰⁾、身体の固有振動により生じたことも十分推察できる。これらについても今後の課題としたい。

2. 視標移動方向による違いについて

0.15 Hzと0.10 Hzにおいて、後方へのトラッ

キング時は前方と後方の区間で中間区間に比べ有意に大きな平均誤差を示した。また前方へのトラッキング時は、後方区間の平均誤差は中間と前方の区間より有意に大きな値を示した。

ヒトの足部において、足関節の位置は足長の踵から約25%にあり⁸⁾、今回設定したCFP移動範囲は全て足関節より前方にある。CFP位置の変化に伴う前脛骨筋の筋活動をみると、各周波数ともに後方変極点以外のCFP位置では活動が認められなかった。これらのことから、前方へのトラッキング時には身体重心の位置エネルギーを利用して、足関節を中心とした身体の前方向回転を行っていると考えられる。この時の腓腹筋の筋活動をみると、CFP位置を調節するために遠心性収縮を行ない、身体の前方向移動を断続的に制御していることが示唆される。これに対して、70%位置からの後方へのトラッキング時には、腓腹筋の求心性収縮によるCFP位置の調節が主になっているものと考えられる。

すなわち、このような筋収縮の違いおよび位置エネルギー利用の違いにより、トラッキング方向別に平均誤差の違いが生じたものと考えられる。

また、0.15 Hzにおいては前方の二つの区間で、それぞれ後方トラッキング時が有意に大きな値を示した。しかし、後方の二つの区間では方向別の違いは見られなかった。

これは、前述した下腿三頭筋の筋収縮の違いや位置エネルギー利用の違いに加え、方向転換時の加速度の大きさが影響するためと考えられる。すなわち、この周波数は他の周波数よりも視標移動速度が速く、前方の区間では足関節回りのモーメントも大きくなる⁸⁾ことから、視標に追従するために、方向転換時に重力に抗して大きな力が必要になると考えられる。しかし、この制御が難しいために後方トラッキングに平均誤差が大きくなったものと考えられる。

これに対して後方変極点は、足関節軸に近くなることから足関節回りの回転モーメントが小さくなり、方向転換に際して前方変極点ほど大きな力を必要としないことから、後方の区間においては平均誤差の方向別の違いが認められなかったもの

と考えられる。

3. CFP 位置による姿勢調節能について

各周波数に共通して最後方の区間Dおよび区間Eは、中間の区間に比べて平均誤差が大きくなる傾向が認められた。また 0.10 Hz と 0.15 Hz における絶対誤差も、後方変極点の値が前方に比べ有意に大きかった。これに対して 0.05 Hz においては、前方区間の平均誤差は中間区間と同様の値であったが、後方区間での値はそれらの区間に比べ有意に大きく、後方区間に対する前方区間の比は他の二つの周波数の値と比較して有意に大きかった。

0.05 Hz の平均誤差の結果は藤原の報告した足長の60%より前方の CFP 位置でも姿勢調節能が低くなるとする知見と異なるものであった⁷⁾。この実験では、CFP 位置を口頭で指示していたのに対して、本研究では視覚情報を用いており、この周波数ではノッチの回数からしても、前方の CFP 位置でも視覚フィードバックが有効に働き、姿勢調節が円滑になされたものと考えられる。しかし、後方区間については、前方区間のように視覚による位置の確認が可能であっても、トラッキングの速度に関係なく姿勢調節能が中間区間と比較して劣っていることを示すものであると推察される。そしてこの理由については、足部の構造、下腿および足部に付着している筋の筋力調節能、そして足底の皮膚感覚などの要因が考えられる。

足部の構造的な因子についてみると、足部後方において、踵骨部は足指のように多関節構造をなしておらず、この動きを調節する足部固有筋も存在しないことから巧みな調節がなされにくいと考えられる。

立位姿勢調節のための筋力調節においては、下腿筋の筋紡錘にバイアスをかけ、筋感覚能を高める必要がある¹³⁾と報告されている。区間D・Eは、足関節よりも前方に位置するが、この区間では前後方向の姿勢調節に重要な前脛骨筋とヒラメ筋の活動が交代する位置が存在し、それぞれの筋が発揮している筋力も極めて小さい¹¹⁾。また筋力発揮と目標値との誤差については、倉田¹⁶⁾が事実として手指の屈曲における筋力調節で、発揮する筋力

が著しく小さい場合では目標筋力値との誤差の割合が大きいことを報告している。以上のことからこの区間では、筋出力が極めて小さく、筋力調節のための筋感覚情報が不足し誤差が大きくなったものと考えられる。

更に足底の皮膚感覚も要因として挙げられよう。踵部では前足部に比べて接地面積が小さいために、単位面積当たりの荷重が大きくなり、ウェーバーの法則から、踵部の方が CFP の位置の変化による荷重の変化を知覚しにくいと考えられる。加えて踵部の感覚閾値は、触覚ではあるが二点閾値でみると母指部や母指球部に比べて有意に高いことが報告されている⁴⁾。

上述したように、0.05 Hz ではトラッキングの方向及び速度による影響がほとんど認められなかった。すなわち、この周波数では姿勢調節に対する CFP の位置による影響が大きく表れるものと考えられる。そしてここで述べた理由により、CFP 位置が踵部近くにある場合の方が姿勢調節能が低下しているものと考えられる。

V. ま と め

健常男子大学生 10 名を対象にし、いろいろな CFP 位置における姿勢調節能力を評価するために、眼前で上下方向に往復運動する視標に対し、前後方向 CFP によるトラッキングを行なわせた。そして視標移動区間を CFP 位置により四つの区間に分け、更にそれらを移動方向別に分類し、後方移動時は前から A, B, C, D とし、前方移動時は後ろから E, F, G, H とした。トラッキングの各区間における平均誤差と変極点における絶対誤差から姿勢調節能の評価を行ない、以下のような結果を得た。

1) 視標移動方向毎の平均誤差の違いでは、0.15 Hz において前方の二つの区間で、それぞれ後方移動時が有意に大きな値を示した。他の周波数では、移動方向毎に有意な違いは認められなかった。

2) 最前方区間での平均誤差は、周波数が高い時は中間区間と比べて有意に大きな値を示したが、0.05 Hz ではその差が認められなくなった。

そして絶対誤差においても周波数が低くなるにつれ、前方と後方での値に違いが認められなくなった。

3) 最後方区間での平均誤差は、いずれの周波数でも他の区間と比較して最も大きかった。また、AとHおよびDとEのそれぞれ大きい方の値を代表値とし、最後方区間の最前方区間に対する比をみると0.05 Hzが最も高く、最後方区間での姿勢調節能が最前方区間より低かった。

以上の結果から、0.05 Hzでは視標移動速度や移動方向による平均誤差への影響が少なくなり、CFP位置による姿勢調節能の差が顕著に表れ、後方区間での姿勢調節能が前方区間より劣ることが明らかとなった。

(受付 平成3年10月21日)

参 考 文 献

- 1) 浅井 仁, 奈良 勲, 立野勝彦, 藤原勝夫, 山下美津子(1991): 極低温空気による足底冷却が安静時立位姿勢調節及び有効支持基底面の広さに及ぼす影響. 理学療法学, **18**, 19-25.
- 2) Asai, H., Fujiwara, K., Toyama, H., Yamashina, T., Nara, I. and Tachino, K. (1990): The influence of foot soles cooling on standing postural control. In., Brandt, T. et al (Eds.), Disorders of posture and gait 1990, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 198-201.
- 3) 浅井 仁, 立野勝彦, 藤原勝夫, 外山 寛, 山科忠彦(1989): 足底部冷却法による立位姿勢調節における圧感覚情報の役割の検討. 体力科学, **38**, 441.
- 4) 浅井 仁, 藤原勝夫, 奈良 勲, 立野勝彦(1990): 健康人の足底の二点閾値の冷却による影響. 金沢大医短紀要, **14**, 61-66.
- 5) Clarke, A. H., Krzok, W. and Scherer, H. (1990): Posturography with sensory feedback: a useful approach to vestibular training? In., Brandt, T. et al (Eds.), Disorders of posture and gait 1990, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 281-284.
- 6) Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B. and Mau, H. (1984): The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. Brain Res., **296**, 103-109.
- 7) 藤原勝夫, 池上晴夫(1981): 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**, 137-147.
- 8) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦(1984): 立位姿勢における足圧中心位置およびその規定因子に関する一考察. 姿勢研究, **4**, 9-16.
- 9) 藤原勝夫, 池上晴夫(1984): 立位姿勢における身体動揺の周波数成分の加齢変化. 姿勢研究, **4**, 81-88.
- 10) 藤原勝夫, 池上晴夫(1984): 床振動時の立位姿勢の応答特性. 体育学研究, **29**, 251-261.
- 11) 藤原勝夫, 池上晴夫, 岡田守彦(1985): 立位姿勢の安定性と下肢筋の相対的筋負担度との関係. 筑波大学体育科学系紀要, **8**, 165-171.
- 12) 福田 精(1981), 運動と平衡の反射生理, 第2版, 運動姿勢の反射生理. 医学書院, 東京, 72-76.
- 13) Granit, R., 本間三郎, 渡部士郎(訳)(1970): The basis of motor control (運動制御の原理), 第一版, 姿勢および運動の筋紡錘制御の概説. 医歯薬出版, 東京, 184-212.
- 14) Hamann, K. F. and Krausen, C. (1990): Clinical application of posturography: body tracking and biofeedback training. In., Brandt, T. et al (Eds.), Disorders of posture and gait 1990, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 295-298.
- 15) 稲村欣作(1979): 直立姿勢における重心動揺と身体各部位の動揺との相互関係. 人類誌, **87**, 99-106.
- 16) 倉田 博, 馬詰良樹, 柳本昭人, 森下芳郎, 山本直道(1970): 筋力の調節能力について. 体力科学, **19**, 36-46.
- 17) Litvinenkova, V. and Hlavacka, F. (1973): The visual feed-back gain influence upon the regulation of the upright posture in man. Agresologie **14**, 95-99.
- 18) Magnus, R. (1926): Some results of studies in the physiology of posture. Lancet **211**, 585-588.
- 19) Magnusson, M., Enbom, R., Johansson, I. and Pyykko, I. (1990): The importance of somatosensory information from the feet in postural control in man. In., Brandt, T. et al (Eds.), Disorders of posture and gait 1990, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 190-193.
- 20) Mauritz, K. H. and Dietz, V. (1980): Characteristics of postural instability induced by ischemic

- blocking of leg. *Exp. Brain Res.*, **38**, 117-119.
- 21) Okubo, J. and Watanabe, I. (1980) : Study on influence of the plantar mechano receptor on body sways. *Agressologie*, **21**, 61-69.
- 22) 大久保仁, 渡辺 勲, Baron, J. B. (1979) : 足圧受容器が重心動揺に及ぼす影響について. *耳鼻臨床*, **72**, 1553-1562.
- 23) Ohashi, N., Asai, M., Nakagawa, K. and Mizukoshi, K. (1990) : Visual feedback on the stabilization of body sway in normal subjects. In., Brandt, T. et al (Eds), *Disorders of posture and gait 1990*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 265-268.
- 24) Orma, E. J. (1957) : The effects of cooling the feet and closing the eyes on standing equilibrium. Different patterns of standing equilibrium in young adult men and women. *Acta. Physiol. Scandinavica*, **38**, 288-297.
- 25) 斉藤 進, 山辺紘猷, 村瀬研一, 塚原 進 (1976) : ヒトの姿勢制御の機構について. *姿勢シンポジウム論文集Ⅱ*, 225-233.
- 26) Smetanin, B. N., Shlykov, V. Y. and Kudinova, M. P. (1984) : Analysis of maintenance of equilibrium of the human body after blocking of some types of proprioceptive afferentation. *Human Physiology*, **10**, 128-135.