

Positional perception in forward or backward flexion of the trunk while standing

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: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/14426

立位における体幹前・後屈の位置知覚特性

宮口明義* 藤原勝夫**

POSITIONAL PERCEPTION IN FORWARD OR BACKWARD FLEXION OF THE TRUNK WHILE STANDING

AKIYOSHI MIYAGUCHI and KATSUO FUJIWARA

Abstract

We carried out three measurements on 12 healthy men to investigate the positional perception in forward or backward flexions of the trunk while standing. In measurement (I), the subjects reproduced the target angle perceived by forward flexion (FF) or backward flexion (BF) of the trunk with their eyes blindfolded. In measurement (II), the subjects first visually perceived the angle shown by an angular indicator, and then reproduced it by manually by operating the indicator with their eyes open. In measurement (III), the subjects first visually perceived the angle shown by an angular indicator, and then expressed the target angle by FF or BF with their eyes blindfolded. In measurements (I) and (III), indication of the target angle was set at in 5° increments from 5° to 60° in FF, and from 5° to 30° in BF, and in measurement (II) from 5° to 60°. The ability of positional perception was evaluated using the constant error (CE) and the absolute error (AE) of the reproduced or expressed angle.

In measurement (I), CE was small for all target angles, ranging from -0.2° to 2.6° in FF and from 0.3° to 1.6° in BF. However, CE from 5° to 25° in FF was significantly positive. In BF, significant CE was not recognized for any target angles, and AE at each target angle was smaller than that in FF. These results suggest that the sensitivity of positional perception of the trunk in FF is relatively low for small target angles which are close to the quiet standing position.

In measurement (II), CE was very small for all target angles, ranging from -1.2° to 0.9°. Significant CE was recognized only at 10°, 20° and 55°. AE was also small for all target angles, ranging from 0.5° to 1.8°, and no significant difference in AE was recognized among the target angles. These results suggest that visual perception, memorization and recall of the target angle is well retained.

In measurement (III), a relationship between the target angle and the CE was shown on a negative regression line in both FF and BF. As viewed from the regression line, the angle at which the CE became zero was 36° in FF and 18° in BF. AE in target angles close to these angles was also small. This indicates that angles smaller than these are perceived as smaller than they actually are, while angles larger than these are perceived as larger than the actual ones.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 1998, 47: 349-360)

key words : positional perception, trunk, forward flexion, backward flexion, standing posture

I. 緒 言

関節運動の位置知覚については、体幹から比較的遠位に位置する手指関節¹⁻³⁾、肘関節⁴⁻⁸⁾、膝関節⁹⁻¹¹⁾、及び足関節¹²⁾を対象に数多く検討されてきた。しかし、近位部の関節の位置知覚につ

いては、肩関節¹³⁻¹⁵⁾の報告があるが、股関節を軸とした体幹部の前・後屈を対象とした報告は見当たらない。

このことは、体平衡や全身運動の制御を解析する上で問題になると考えられる。なぜなら、そのいずれにおいても下肢に対する体幹部の相対的位

* 金沢経済大学
〒920-8620 金沢市御所町丑10
** 金沢大学医学部
〒920-8640 金沢市宝町13-1

Kanazawa College of Economics, 10 Ushi Goshō-machi, Kanazawa, 920-8620
Japan
Faculty of Medicine, Kanazawa University, 13-1 Takara-machi, Kanazawa,
920-8640 Japan

置関係の調節が重要であり、股関節を軸にした体幹部の運動における空間知覚能がそれらの制御能を大きく左右するものと考えられるからである。Gurfinkel et al.¹²⁾は、立位姿勢では脊柱が大きな可動性を有するので、頭部の空間における位置の情報のみでは全身の姿勢変化は把握されないこと、及び安定した立位姿勢を保持するためには、下肢に対する体幹の相対的位置関係が重要であり、かつその位置関係に対応して下肢の筋活動が変動することなどを報告した。また、藤原・池上¹⁶⁾は、立位姿勢保持時の身体各部位の動揺を分析し、体幹部の安定性が全身の安定性を大きく左右することを報告した。Crenna et al.¹⁷⁾は、体幹部を随意的に前屈した場合に、全身の平衡維持のために、下肢筋がその随意運動に先行して予測的に活動を開始することを報告した。さらに、歩行運動においても、体平衡能が歩行様式(歩幅、歩隔など)に強く影響を及ぼしていることを裏付ける報告がいくつかなされている¹⁸⁻²⁰⁾。歩行における平衡は、支持脚上への体幹の移動の仕方が問題になると考えられる。

遠位の関節の位置知覚に関する研究では、体性感覚情報をもとに知覚した角度を再現した場合、いずれの角度でも極めて高い再現性が確認されている^{21, 22)}。また視覚的にとらえた位置を体性感覚情報をもとに再現した場合、その誤差は一様ではなく運動範囲の影響を強く受け(range effect)、小さい運動では小さめに知覚され、大きい運動では大きめに知覚されることが報告されている²³⁻²⁵⁾。しかし、約 50 cm のレバーを上肢で移動する Weiss²³⁾の実験では、この range effect はレバーの移動角が7.5度以下でのみ認められた。また、Lloyd²⁴⁾は背臥位での膝関節運動の体性感覚情報にもとづく位置知覚については、0~50度の範囲では恒常誤差はほとんどなく、50度以上において大きめに知覚されることを報告した。さらに、Gurfinkel¹²⁾は足関節の運動知覚においては、座位よりも立位において知覚能が高まることを報告した。このように、対象とした関節の違いによって、あるいは姿勢などが異なることによる感覚情報の量や種類の変化によって、位置知覚の様相が

大きく変化するものと考えられる。

近位部の関節の位置知覚に関する研究では、閉眼にて目標角度を体性感覚情報をもとに知覚した後、その関節角度を表出する再生能と、同じく閉眼にて関節可動域を知覚し、その関節角度の1/2を推尺して表出する推尺能が倉田たち¹⁵⁾、宮崎たち⁸⁾、及び内田たち¹¹⁾によって検討された。その結果、目標角度に対する表出角度の誤差の様相から、位置知覚の歪みやその個体差などが明らかにされた。しかしこれらの報告では、その位置知覚の歪みが、提示された角度の知覚ないし記憶の段階で生じるのか、それとも知覚された角度を短期記憶をもとにして体性感覚を頼りに表出する際に生じるのか、或いは両者が合わさっているのか明らかになっていない。

ところで、運動学習においては、模範となる運動を学習者が視覚にてとらえた後、体性感覚情報をもとに筋・骨格を介して運動を表出する練習が繰り返される。この運動を正確に表出するには、提示された角度の知覚及び記憶の正確性と、目標値を表出する運動出力の正確性とが必要とされよう。

本研究ではこれらのことを考慮して、いずれも立位にて次の三項目について検討した。まず体性感覚情報をもとに知覚して体幹の前屈・後屈による傾斜角を再現する能力を検討した(体幹傾斜角再現法とする)。次に、角度提示器にて示された角度を視覚にて知覚・記憶し、開眼で同器具を用い同じ空間で再現する再生能力を検討した(実像角再現法とする)。続いて同じく視覚にて知覚・記憶した角度を、遮眼で体性感覚情報をもとに体幹の前・後屈傾斜角度によって等しく表出する能力を検討した(実像角一体幹傾斜表出法とする)。

II. 方 法

被験者は、特別なトレーニングを日頃行っていない健康な男子大学生12名であり、その年齢は 18.2 ± 0.37 歳(平均値±標準偏差)である。これらの被験者に対して、目標角度を表出させる下記の三つの実験を順に課した。なお、何れの実験においても、目標角度を知覚してから被験者がその角

度を表出するまでの時間は20秒以内であり、短期記憶をもとに課題を遂行していることになる⁷⁾。

A. 実験 I (体幹傾斜角再現法)

アイマスクを用いて遮眼した条件下で、被験者に次の試行を課した。まず、被験者に、安静立位姿勢から股関節を軸として体幹を自分でゆっくり前屈(または後屈)するように命じ、目標体幹傾斜角に達したら実験者が「ストップ」と声をかけて前屈(または後屈)動作を停止させ、そのままその姿勢を被験者に3秒間保持させ、その位置を記憶させた。続いて再び被験者自身が安静立位姿勢から体幹を前・後屈していき、目標角度に達したと知覚した位置で自分で動作を止めることによって、体幹傾斜角を再現した。これを一試行として、試行の間には椅座位による1分間の休憩を挟んだ。被験者の体幹前・後屈それぞれの可動域の最小値が、安静立位姿勢を基準(0度)として前屈65度、後屈33度であったので、目標角度は、全被験者が測定可能な前屈60度まで、後屈30度までとして、それぞれ5度刻みに設定した。目標角度の提示順序はランダムとし、各角度での総試行数が5

回となるようにした。ただし、前屈の全試行を終了してから後屈を課した。なお、目標角度の度数は被験者に知らせなかった。

体幹の前・後屈運動では、目標提示及び再現とも、上肢を体側に軽く接触させるとともに、膝を意図的に屈曲しないよう被験者に指示した。さらに、まっすぐな副木を体幹から後頭部にかけて装着し、体幹と頭頸部が一直線に配列するようにした。

被験者は、目標角度が再現できたと知覚した時点で右手に持っているスイッチを押し、ブザー音を鳴らした。検者はその時点の体幹傾斜角を記録した。再現する場合の体幹の移動時間は任意としたが、実際には3秒～15秒であった。体幹傾斜角は、副木上に装着した角度計(Niigata Seiki, A 1098-M)を用いて測定した(図1)。体幹傾斜角の再現性は、目標角度に対する表出角度の恒常誤差(表出角度-目標角度)と絶対誤差で評価した。なお、各目標角度で得られた恒常誤差の最大値と最小値を除く3試行の平均値をその目標角度における恒常誤差の代表値として採用した。

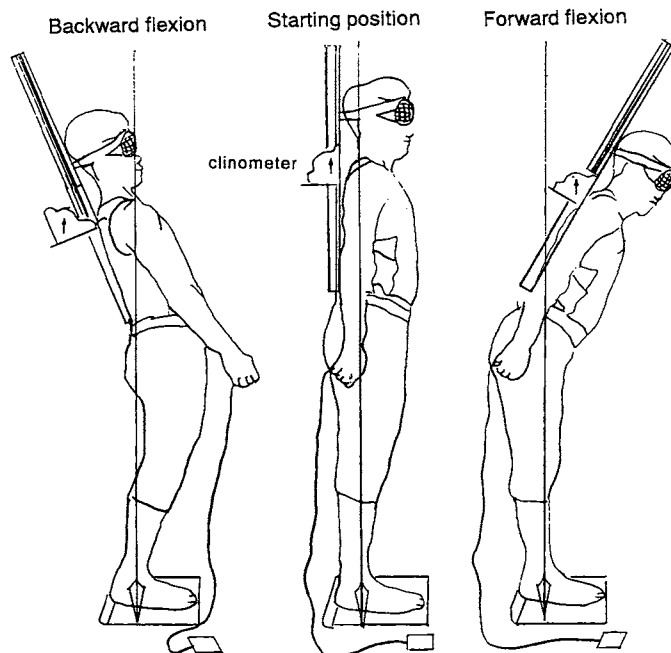


Fig. 1. Experimental set up of trunk angular reproduction.

B. 実験Ⅱ(実像角再現法)

まず, 被験者に安静立位姿勢を保持させ, 踵から1m前方の位置で目標角度を角度提示器を用いて5秒間提示し, 続いて同一の角度提示器を上肢で操作させ, 目標角度を同一の場所で再現させた. これを一試行として, 試行の間には椅座位による1分間の休憩を挟んだ. 角度提示器の操作時間は任意としたが, 実際には, 3秒~8秒であった. 目標角度は5度~60度までとし, 5度刻みに設定した. 目標角度の提示順序はランダムとし, 各角度での総試行数が5回となるようにした.

角度提示器は, 直径18cmの円盤分度器の中心に2本のアーム(幅1.5cm, 長さ50cm)を取り付けたものである(図2). 目標角度を提示する場合には, 2本のアームを目標角度に合わせて開き, 一方のアームを垂直に立て, 他方のアームを時計廻りに傾けて提示した. なお, 目標角度の度数が被験者に分からないようにするために, 円盤分度器の目盛は隠した. 目標角度の再現性の評価方法

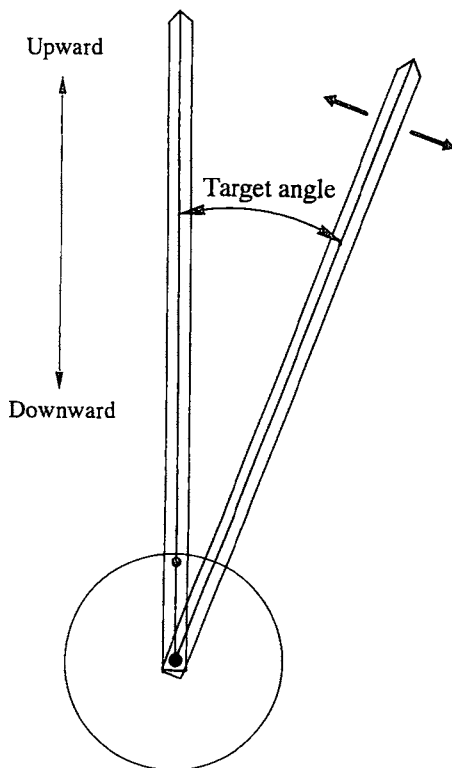


Fig. 2. Angular-indicator.

は, 実験Ⅰと同じである.

C. 実験Ⅲ(実像角一体幹傾斜表出法)

まず, 被験者に角度提示器を用いて実験Ⅱと同じ方法で目標角度を示した. 続いてアイマスクを用いて遮眼した条件下で, 目標角度であると知覚されるまで被験者自身に体幹を前屈ないし後屈させた. これを一試行として, 試行の間には椅座位による1分間の休憩を挟んだ. 目標角度の範囲と提示順序, 各角度での表出回数, 角度表出方法, 試行順序, 副木の装着方法, 及び評価方法は実験Ⅰと同じである.

なお, 統計処理は, 一元配置分散分析, Paired t-test, Pearson の相関分析を行い, いずれも有意水準は5%で検定した.

Ⅲ. 結 果

A. 実験Ⅰ(体幹傾斜角再現法)

実験Ⅰ(体幹傾斜角再現法)における表出角度の恒常誤差の平均値と標準偏差を, 前屈について図3-a, 後屈について図3-bに示した. 前屈における恒常誤差の平均値の範囲は-0.2度~2.6度であり, 5度~25度の目標角度でのみ有意な正の誤差が認められた. また分散分析の結果, 目標角度間に有意差が認められ($F(11, 132) = 3.459, p = 0.0003$), 最も小さい恒常誤差であった目標角度35度に比べて, 5度~25度の全ての目標角度において有意に大きかった. 一方, 後屈における恒常誤差の平均値の範囲は0.3度~1.6度であり, 目標角度間に有意差は認められなかった($F(5, 67) = 0.874, p = 0.5042$). また, いずれの目標角度においても有意な恒常誤差は認められなかった. 5度~30度の目標角度における前屈と後屈の恒常誤差を比較すると, 5度, 10度, 15度, 25度の目標角度で前屈の方が有意に大きかった.

図4に, 表出角度の絶対誤差の平均値と標準偏差を示した. 前屈(図4-a)における絶対誤差の平均値の範囲は1.1度~2.6度であり, 絶対誤差は目標角度が大きい場合と小さい場合に大きく, その中間では小さい傾向を示した. 分散分析の結果, 目標角度間に有意差が認められ($F(11, 132) =$

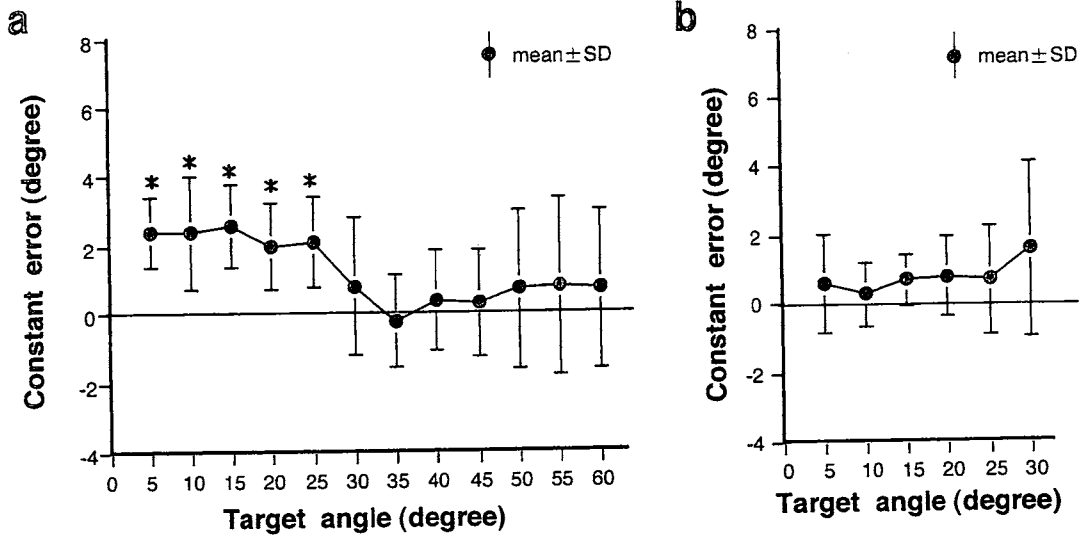


Fig. 3. Mean and S.D. of constant error in trunk angular reproduction (a: forward flexion. b: backward flexion).

* Constant error reaches significance.

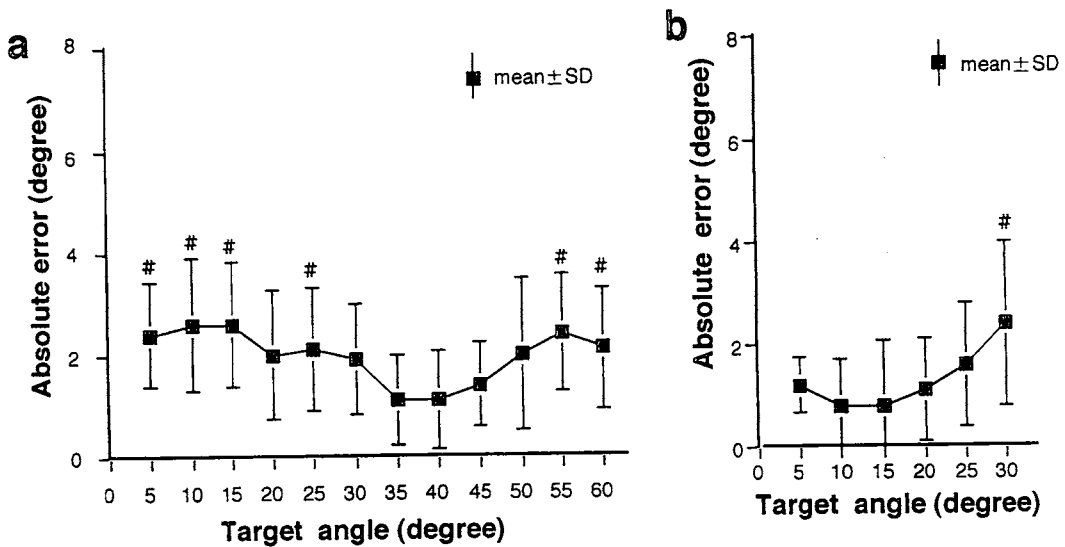


Fig. 4. Mean and S.D. of absolute error in trunk angular reproduction (a: forward flexion. b: backward flexion).

: $p < 0.05$ vs. the smallest absolute error (35 and 40 degrees for forward flexion, 10 and 15 degrees for backward flexion)

2.287, $p=0.0142$), 最も小さい絶対誤差であった目標角度35度と40度と比べて, 目標角度5度, 10度, 15度, 25度, 55度, 60度において有意に大きかった。後屈(図4-b)における絶対誤差の平均値の範囲は0.8度~2.4度であり, 目標角度が大きくなるにつれて絶対誤差が増加する傾向を示し

た。分散分析の結果, 目標角度間に有意差が認められ($F(11, 67)=4.069$, $p=0.0030$), 最も小さい絶対誤差であった目標角度10度と15度に比べて, 目標角度30度において有意に大きかった。5度~30度の目標角度における前屈と後屈の絶対誤差を比較すると, 5度~15度の目標角度で前屈の

方が有意に大きかった。

B. 実験Ⅱ (実像角再現法)

実験Ⅱ (実像角再現法)における恒常誤差の平均値と標準偏差を, 図5-aに示した。恒常誤差の平均値の範囲は小さく, -1.2 度 \sim 0.9 度であった。また, 有意な正の誤差が目標角度10度と20度のみで認められ, 有意な負の誤差が目標角度55度のみで認められたが, 実験Ⅰのように目標角度が小さい場合に一貫して有意な誤差があるという結果ではなかった。分散分析の結果, 目標角度間に有意

差が認められ ($F(11, 132) = 2.443, p = 0.0088$), 最も小さい恒常誤差であった目標角度55度に比べて5度 \sim 25度と35度の目標角度において有意に大きかった。実験Ⅱにおける恒常誤差を実験Ⅰと比較すると, 前屈では5度 \sim 25度と55度及び60度の目標角度で有意に小さく, 後屈ではいずれの目標角度においても有意差は認められなかった。

図5-bに, 絶対誤差の平均値と標準偏差を示した。絶対誤差の平均値の範囲は, 0.5 度 \sim 1.8 度であり, 目標角度間に有意差は認められなかった ($F(11, 132) = 1.697, p = 0.0820$)。実験Ⅱにお

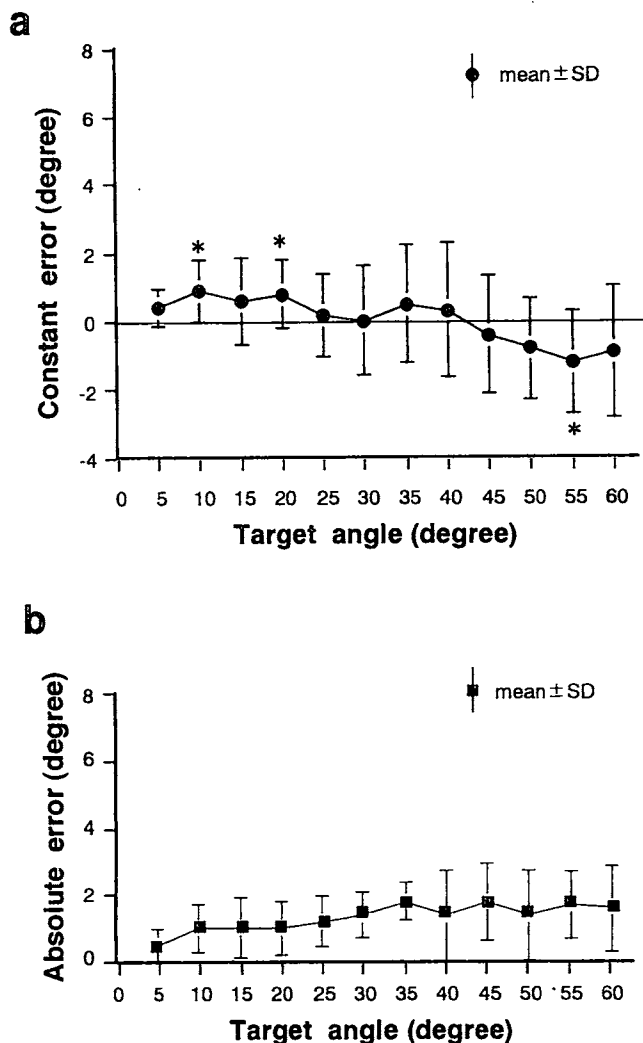


Fig. 5 Mean and S. D. of constant error (a) and absolute error (b) in real angular image reproduction.

*Constant error reaches significance.

ける絶対誤差を実験Iと比較すると、前屈では5度～20度の目標角度で有意に小さく、後屈ではいづれの目標角度においても有意差は認められなかった。

C. 実験Ⅲ(実像角一体幹傾斜表出法)

実験Ⅲ(実像角一体幹傾斜表出法)における表出角度の恒常誤差の全被験者の平均値と標準偏差、及びこの平均値から求めた回帰直線を、前屈について図6-a、後屈について図6-bに示した。恒常誤差の平均値の範囲は大きく、前屈では-7.3度～9.3度、後屈では-4.0度～4.0度であった。また恒常誤差は、前屈でも後屈でも、目標角度が小さい場合には正の値を示し、目標角度が大きくなるにつれてゼロとなり、さらに目標角度が大きくなるにつれて負の値を示した。この傾向は全ての被験者に共通して認められた。目標角度に対する恒常誤差の回帰式は、前屈では $Y = -0.331X + 11.816$ であり、有意な相関($r = -0.781$, $df = 142$, $p < 0.0001$)を示した。また、回帰直線のX軸との交点は36度であった。後屈での回帰式は $Y = -0.367X + 6.444$ であり、有意な相関($r = -0.607$, $df = 70$, $p < 0.0001$)を示した。その回帰式のX軸との交点は18度であった。また前屈に

おいては、5度～25度と45度～60度の目標角度で有意な恒常誤差が認められた。後屈では、5度、10度、25度、30度の目標角度で有意な恒常誤差が認められた。5度～30度の目標角度における前屈と後屈の恒常誤差を比較すると、全ての目標角度で前屈の方が有意に大きかった。実験Ⅲにおける恒常誤差を実験Iと比較すると、前屈では5度～25度の目標角度で有意に大きく、45度～60度の目標角度で有意に小さかった。後屈では、目標角度5度と10度で有意に大きく、目標角度25度と30度で有意に小さかった。

図7に、表出角度の絶対誤差の平均値と標準偏差を示した。絶対誤差の平均値の範囲は、前屈では3.0度～9.4度、後屈では3.4度～5.2度であった。また、前屈(図7-a)では、目標角度が大きい場合と小さい場合に絶対誤差が大きく、その中間では小さい傾向を示した。分散分析の結果、目標角度間に有意差が認められ($F(11, 132) = 5.143$, $p < 0.0001$)、最も小さい絶対誤差であった目標角度35度に比べて、5度～25度と50度～60度の目標角度において有意に大きかった。後屈(図7-b)では、目標角度15度と20度で絶対誤差が最も小さかったが、目標角度間に有意差は認められなかった($F(5, 67) = 0.620$, $p = 0.6847$)。5度～30度

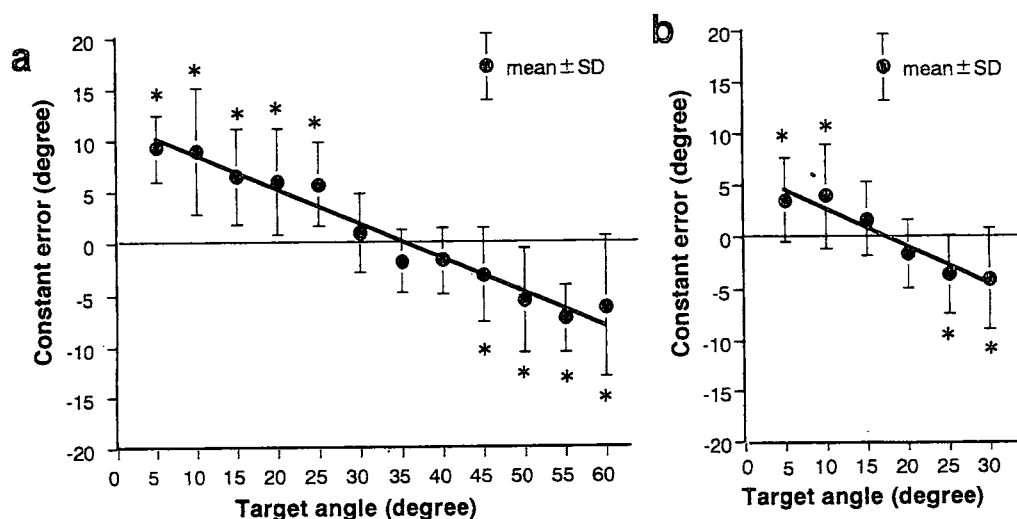


Fig. 6. Mean and S.D. of constant error in real angular image-trunk angular expression (a: forward flexion. b: backward flexion). Regression line was obtained from the data of each subject.

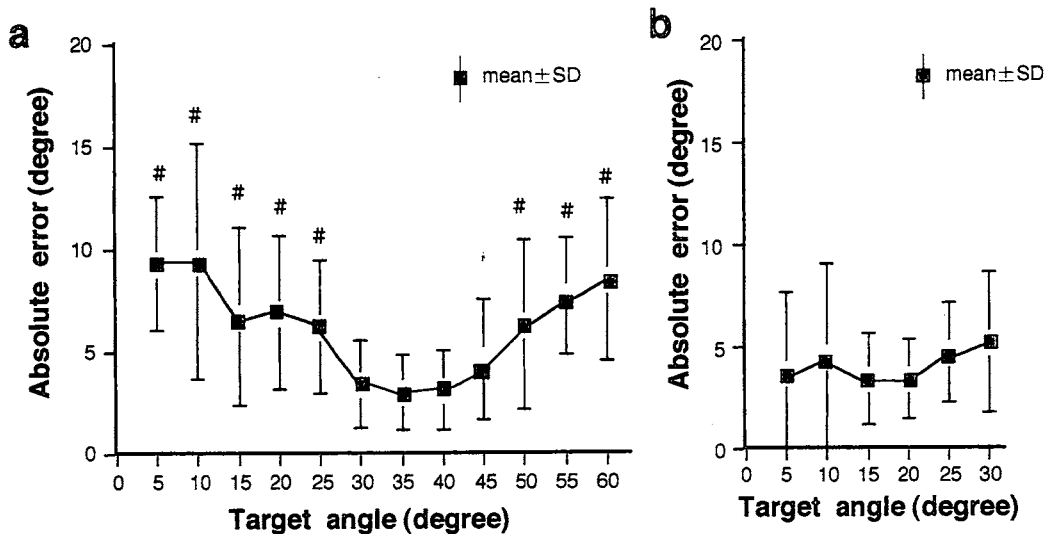


Fig. 7 Mean and S.D. of absolute error in real angular image-trunk angular expression (a: forward flexion. b: backward flexion).

: $p < 0.05$ vs. the smallest absolute error (35 degree for forward flexion)

の目標角度における前屈と後屈の絶対誤差を比較すると、5度、10度、15度、20度の目標角度で前屈の方が有意に大きかった。実験Ⅲにおける絶対誤差を実験Ⅰと比較すると、前屈でも後屈でも、30度を除く全ての目標角度で有意に大きかった。

IV. 考 察

実験Ⅰは、体幹の傾斜角度を体性感覚情報をもとに知覚して、短期記憶し、これを体幹の傾斜角度で再現する能力を検討したものである。目標角度に対する恒常誤差及び絶対誤差の範囲は、ともに実験Ⅲで得られたものよりも小さかった。このことは、体幹の傾斜角度を体性感覚情報をもとに知覚して再現する能力は、全般的傾向として提示された角度を視覚的にとらえ、体性感覚情報をもとに再現する能力に比較して高いことを示していると考えられる。先行研究においても、体性感覚情報をもとにした四肢関節運動における位置の再現性は高いことが報告されている^{21,22)}。

恒常誤差(表出角度-目標角度)は、前屈での目標角度5度から25度において、有意な正の値を示した。また、絶対誤差は、前屈では35度と40度において、後屈では10度と15度において最小値を示した。その値に対して前屈では小さい目標角度と

大きい目標角度において有意差を、後屈では大きい目標角度において有意差を示した。Weberの法則によると刺激強度と弁別能との比は一定である。したがって、刺激強度の増加に比例して誤差が増加することになる。本研究では、股関節回りの筋や体幹筋の張力が体幹の前・後屈角度の変化に対して正弦関数状に変化すると考えられる。また、今回の実験では、頭部と体幹の位置関係を副木を用いて一定に保っていることから、前庭からの情報が体幹の傾斜角度を知覚するために関与した可能性が推察される。頭部の傾きにより、前庭への刺激は正弦関数状に変化することが知られている²⁶⁾。すなわち、体幹の前傾角度の増加に対して体幹傾斜角度の誤差は正弦関数状に増加するものと予想される。ところがこれに反して、小さい前屈角度において恒常誤差、絶対誤差ともに比較的大きかった。このことから、安静立位姿勢に近いところでの前屈角度の知覚感度が若干低いことが考えられる。これについては、藤原の先行研究が参考にならう。それによると、安静立位姿勢を椅座位をはさんで繰り返し保持した場合に、重心の前後位置は足長の平均15%ほど変動している²⁷⁾。この場合に体幹傾斜角度も試行毎に変動していたことが予想される。この程度の姿勢変化

は身体動揺と同じようにむしろ生理的に有用なものであり²⁸⁾、ある程度の姿勢変化は平衡の乱れとして知覚される必要がないと考えることもできよう。このような知覚能の低さの要因として、前述したように安静立位姿勢に近いところでは刺激強度が小さいこと、併せて各種の感覚情報が関与し、筋活動の活動交替の様相からして²⁹⁾、それらが身体各部位の位置関係の微妙な変化で頻繁に入れ変わっていることなどがあげられよう。一方、大きな角度においては、前・後屈の角度の増加に伴い絶対誤差が増加した。ここでは Weber の法則が当てはまるのではないかと考えられる。

また、後屈においては、いずれの目標角度でも有意な恒常誤差が認められず、絶対誤差も前屈に比べて5度から15度で小さかった。これは、後屈では小さな角度において体幹傾斜角度の知覚感度が高いことを示すものと考えられる。後傾姿勢は、通常の姿勢とは異なり背筋ではなく腹筋が活動するなど、筋活動が切り換わるので知覚しやすいことが考えられる。しかも構造上不安定である²⁷⁾ので、小さい角度でも姿勢の崩れとして知覚されやすいと考えることもできよう。

実験Ⅱは、視覚情報により知覚した目標角度を開眼で角度計を操作し同じ空間で再現したもので、その絶対誤差には目標角度間に有意差が認められず、Weber の法則が当てはまらなかった。また、恒常誤差の値は実験Ⅰよりも小さく、有意な誤差が認められたのは10度、20度、及び55度のみであった。これらの結果は再現性の高さを示すものであり、視覚情報による位置知覚感度が高いこと、実験Ⅰの小さい目標角度でみられたような姿勢制御の影響と思われる特性がないことを示唆するものと思われる。

実験Ⅲは、視覚情報により知覚した目標角度を、体幹の前・後屈角度によって表出した場合の正確性を検討したものである。恒常誤差の結果によると、前屈及び後屈ともに目標角度が小さいときには正の誤差(すなわち表出角度が目標角度より大きい)が認められ、目標角度が大きくなると負の誤差が認められた。誤差の変化の様相は、前・後屈ともに負の傾きを持つ一次回帰式で表わすこ

とができた。絶対誤差は、前屈では35度、後屈では15度と20度が、最も小さかった。そして、それらの角度から逸脱するにつれて誤差が増加した。

実験Ⅱと実験Ⅲは、提示された角度を視覚情報をもとに知覚・短期記憶し、想起したものをフィードバック情報を参照しながら角度計の操作ないし体幹の運動で表出していると思えることができよう。実験Ⅱのフィードバック情報は視覚であり、実験Ⅲのそれは体性感覚であると考えられる。実験Ⅲの過程の中で、視覚情報をもとに知覚・短期記憶するところまでは実験Ⅱと共通している。したがって前述した通り、実験Ⅱで示されたように、提示された角度を視覚情報をもとに知覚し短期記憶する過程においては誤差は小さく、かなり正確であったと考えられ、実験Ⅲでの大きな誤差はフィードバック情報参照系によって表出角度の評価を行う場合に生じたと考えられることもできよう。この参照系では、恒常誤差の比較的小さい目標角度付近での体幹傾斜角と体性感覚情報との関係を基準にし、それから逸脱した角度の位置知覚がなされているのかも知れない。それによって、小さい角度では感覚情報量が極めて少ないために実際よりも小さめに知覚され、大きい角度では感覚情報量が極めて多いために実際よりも大きめに知覚されると考えることができよう。

ところで、Barrac et al.⁹⁾によって、膝関節の他動運動で測定した位置知覚能は、ダンサーの方が特別にスポーツをしていない者よりも高いと報告されている。この理由として、日常生活での運動の頻度の違いが挙げられており、頻度が高い場合に位置知覚能が高くなるものと考えられている。しかし、本実験では、普段の立位保持の頻度が高いと思われる傾斜角度が小さい位置では誤差が大きかった。これは使用頻度との関係では説明できず、実験Ⅰで示唆されたようにこの位置における位置知覚感度が若干低いことが要因として推察される。あるいは安静立位姿勢の近くでの角度変化は平衡の乱れとして知覚される必要がないという機能特性が関係しているのかもしれない。一方、実験Ⅲで恒常誤差がゼロになる平均角度は、一次回帰直線の横軸との切片であり、前屈では36

度、後屈では18度であった。これは、前・後屈ともに実験Ⅰで得られた再現性が良好な角度とほぼ等しかった。これらの角度は、日常の活動で頻繁に随意的に運動し、位置知覚感度が高く、かつ平衡の乱れとして知覚される必要がある角度であるとも考えることもできよう。あるいは、脊柱起立筋の活動が前屈途中で活動を停止し、この間の脊柱の保持は靭帯の緊張によってなされること³⁰⁾、かつ関節運動の知覚には皮膚³¹⁾や関節包³²⁾からの感覚情報も関与していることが知られており、顕著な感覚情報の変化によってこの角度での位置知覚感度が高いことも十分考えられる。これらの点については、今後の検討を必要とする。

本研究結果と同様に、位置知覚には歪みがあることが多くの研究者により報告されている。その例を挙げると、肩関節の水平面上での運動において可動範囲の二等分点は、左右両側ともに水平屈曲側に偏倚する傾向があることが倉田たち¹⁵⁾によって報告されている。また、手指関節における空間二等分能は、手指が顔面に近くかつ楽な肢位の方が、遠くかつ無理な肢位よりも高いことが内田たち¹¹⁾によって報告されている。これらの報告は、知覚されている空間において顔面や体幹に近い部位での知覚感度が高く、関節の運動方向、あるいは顔面もしくは体幹との位置関係によって位置知覚に歪みがあることを示唆している。

位置知覚の歪みに関しては、range effect として古くから報告されている²³⁻²⁵⁾。実験Ⅲで得られた目標角度と恒常誤差の関係は、これに類似したものであった。定本たち²⁵⁾は、ヒトの跳躍動作における距離の出力制御の正確性について検討し、跳躍の長い距離は過小に再現され、短い距離は過大に再現されるという range effect があることを見出し、Stevens³³⁾のいうところの刺激強度と主観的強度の間のべき関数の関係が、多種の感覚が統合された尺度の上で出力されている全身運動でも成立すると報告している。しかし、range effect は、先行研究の結果²³⁻²⁵⁾から、対象とした関節の違いによって、あるいは姿勢などが異なることによる感覚情報量や種類の変化によって、様相が異なることが知られている。しかも、べき

関数が当てはまる理由については統一された見解が示されていないように思われる。前述したように Weber の法則が適用できたのは大きな目標角度の範囲だけであった。しかし、実験Ⅲの小さい目標角度では、絶対誤差と恒常誤差のいずれもが実験Ⅰに比べて著しく大きく、位置知覚感度の問題だけでは説明がつかなかった。そこで、前述したようなフィードバック情報の参照系の特性で説明を試みた。しかし、このことについては、今後の十分な検討を必要とする。

V. ま と め

ヒトの位置知覚能について検討するために、男子大学生12名を対象として、次の三つの実験を課した。安静立位姿勢から、(Ⅰ)遮眼で体幹の前屈ないし後屈にて知覚した目標角度を再現する能力、(Ⅱ)角度提示器で示された目標角度を視覚にて知覚・記憶した後、開眼にて同器具を用い上肢で操作して同じ空間で再現する能力、及び(Ⅲ)同様に目標角度を視覚にて知覚・記憶した後、遮眼にて体幹の前・後屈傾斜角度によって表出する能力を測定した。目標角度の提示は、(Ⅰ)・(Ⅲ)では前屈60度・後屈30度まで、(Ⅱ)では5度～60度までとして、その間をいずれも5度刻みとした。位置知覚能は、目標角度に対する再出及び表出角度の恒常誤差と絶対誤差によって評価し、次のような知見を得た。

1. 実験Ⅰにおける目標角度に対する恒常誤差の平均値は、前屈では-0.2度～2.6度、後屈では0.3度～1.6度と小さかった。ただし、前屈目標角度が5度～25度でのみ、有意な正の恒常誤差が認められた。後屈では、いずれの目標角度でも有意な恒常誤差が認められず、絶対誤差は前屈に比べて小さかった。これらのことから、安静立位に近い体幹の小さい前屈角度においては、知覚感度が若干低い可能性が示唆された。

2. 実験Ⅱにおける目標角度に対する恒常誤差は-1.2度～0.9度と極めて小さく、有意な恒常誤差が認められたのは目標角度10度、20度、及び55度のみであった。さらに、絶対誤差も0.5度～1.8度と全ての目標角度で小さく、目標角度間に有意

差が認められなかった。これらの結果は、目標角度を視覚的に知覚・短期記憶し想起する段階までは、かなり正確になされていることを示していると考えられた。

3. 実験Ⅲにおける目標角度に対する表出角度の恒常誤差の変化の様相は、前・後屈ともに負の傾きを持つ一次回帰式で表わすことができた。その回帰式において、恒常誤差がゼロとなる目標角度は前屈では36度、後屈では18度であり、それに近い目標角度では絶対誤差も小さかった。したがって、これよりも小さい目標角度では実際に表出した角度を小さめに知覚し、これよりも大きい目標角度では実際に表出した角度を大きめに知覚しているものと考えられた。

稿を終えるにあたり、貴重な御教示をいただいた金沢大学医学部の外山 寛助教授、浅井 仁講師、国田賢治研究員に対して深謝いたします。

(受理日 平成10年3月13日)

文 献

- 1) Carnahan, H. & Marteniuk, R. G. Hand, eye, and head coordination while pointing to perturbed targets. *J. Motor Behavior*, (1994), **26**(2), 135-146.
- 2) Cross, M. J. & McCloskey, D. I. Position sense following surgical removal of joints in man. *Brain Res.*, (1973), **55**, 443-445.
- 3) 内田ひろみ, 倉田 博, 小川芳徳, 米本恭三. ヒトの身体空間知覚能力: 指関節における空間二等分割, 最小分割ならびに二点識別, *体力科学*, (1986), **35**, 22-30.
- 4) Abeele, S. V., Delreux, V. C., Crommelinc, M. C. & Roucoux, A. Role of eye and hand initial position in the directional coding of reaching. *J. Motor Behavior*, (1993), **25**(4), 280-287.
- 5) Cordo, P. J. Kinesthetic control of a multijoint movement sequence. *J. Neurophysiol.*, (1990), **63** (1), 161-171.
- 6) Gooch, J. L. & Randle, J. Force perception before and after maximal voluntary contraction. *Perceptual and Motor Skills*, (1993), **76**, 399-402.
- 7) Imanaka, K., Nishihita, Y., Funase, K. & Abernethy, B. Interference between location and distance information in the reproduction of arm positioning: Early implications and new directions. *Advances in Exercise and Sports Physiology*, (1996), **2**(1), 1-12.
- 7) 宮崎淳子, 倉田 博, 小川芳徳, 斎藤義弘, 時岡 誠, 原田邦彦, 碓井外幸, 増田 充. ヒトの肘関節における身体空間知覚能力: 空間二等分割能力による検討, *体力科学*, (1982), **31**, 242-250.
- 8) Barrack, R. L., Skinner, H. B. & Cook, S. D. Proprioception of the knee joint. Paradoxical effect of training. *Am. J. Phys. Med.*, (1984), **63** (4), 175-181.
- 10) Clark, F. J., Horch, K. W., Bach, S. M. & Larson, G. F. Contribution of cutaneous and joint receptors to static knee position sense in man. *J. Neurophysiol.*, (1979), **42**(3), 877-888.
- 11) 内田ひろみ, 倉田 博, 米本恭三. 膝関節におけるヒトの身体空間知覚: a) 角度指示, b) 空間二等分割による検討, *J. J. Sports Sci.*, (1987), **6**(1), 67-74.
- 12) Gurfinkel, V. S., Lipshits, M. I. & Popov, K. E. Thresholds of kinesthetic sensation in the vertical posture. *Hum. Physiol.*, (1984), **1**, 36-51.
- 13) Carlton, L. G. & Newell, K. M. Force variability and movement accuracy in space-time. *J. Exp. Psychol.*, (1988), **14**(1), 24-36.
- 14) Cohen, L. A. Analysis of position sense in human shoulder. *J. Neurophysiol.*, (1958), **21**, 550-562.
- 15) 倉田 博, 宮崎淳子, 小川芳徳, 増田 充. ヒトの肩関節水平面における身体空間知覚能力: 空間二等分割能力による検討, *体力科学*, (1981), **30**, 214-219.
- 16) 藤原勝夫, 池上晴夫. 身体各部位の動揺の周波数分析による立位姿勢調節の検討. *体育学研究*, (1985), **30**(3), 241-248.
- 17) Crenna, P., Massion, J., Pedotti, A. & Deat, A. Forward and backward axial movement: Two modes of central control. In Gurfinkel, V. S., Ioffe, M. E., Massion, J. & Roll J. P. (Eds.), *Stance and Motion*, Plenum Press, New York, (1986), 195-201.
- 18) Murray, M. P., Kory, R. C. & Sepic, S. B. Walking patterns of normal women. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, (1970), **51**, 637-50.
- 19) Finley, F. R., Cody, K. A. & Finizie, R. V. Locomotion patterns in elderly women. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, (1969), **50**, 140-46.
- 20) Woollacott, M. H. Gait and postural control in the aging adult. In Bles, W. & Brandt, T. (Eds.), *Disorders of posture and gait*, Elsevier, Amsterdam, (1986), 325-36.
- 21) Carey, L. M., Oke, L. E. & Matyas, T. A. Impaired limb position sense after stroke: A quantitative test for clinical use. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, (1996), **77**, 1271-1278.
- 22) 大庭健吾, 佐藤光毅, 米田継武. 上肢側方挙上による位置感覚(第1報), *体育学研究*, (1971), **16**(3), 145-150.
- 23) Weiss, B. Movement error, pressure, variation and the range effect. *J. Exp. Psychol.*, (1955), **50** (3), 191-196.
- 24) Lloyd, A. J. Muscle activity and kinesthetic position responses. *J. Appl. Physiol.*, (1968), **25**(6), 659-663.
- 25) 定本朋子, 大築立志. 跳躍動作における出力制御

- の正確性：跳躍距離の grading および再現の特性, 体育学研究, (1977), **22**(4), 215-229.
- 26) 草莉潤. 耳石器官の反応様式について, 日耳鼻, (1969), **72**, 1883-1900.
- 27) 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, (1981), **26**, 137-147.
- 28) Inamura, K., Mano, T., Iwase, S., Amagishi, Y. & Inamura, S. One-minute wave in body fluid volume change enhanced by postural sway during upright standing. *J. Appl. Physiol.*, (1996), **81** (1), 459-469.
- 29) Portnoy, H. & Morin, F. Electromyographic study of postural muscles in variations and movements. *Am. J. Physiol.*, (1956), **186**, 122-126.
- 30) Basmajian, J. V. *Muscle alive: Their functions revealed by electromyography*. 4th Ed. The Williams & Wilkins Company, Baltimore, (1978).
- 31) Moberg, E. The role of cutaneous afferents in position sense, kinaesthesia, and motor function of the hand. *Brain*, (1983), **106**, 1-19.
- 32) Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ Jr. Joint position sense in total knee arthroplasty. *J. Orthop. Res.* (1984), **1**, 276-283.
- 33) Stevens, J. C. & Mack, J. D. Scales of apparent force. *J. Exp. Psychol.*, (1959), **58**(5), 405-413.