

Title	様々な重心動揺指標を用いた本塾塾生の平衡機能の評価
Sub Title	Evaluations of postural stability in Keio University student using various measures of static posturography
Author	牛山, 潤一(Ushiyama, Junichi) 政二, 慶(Masani, Kei) 村松, 憲(Muramatsu, Tadashi) 奥山, 静代(Okuyama, Shizuyo) 村山, 光義(Murayama, Mitsuyoshi) 佐々木, 玲子(Sasaki, Reiko)
Publisher	慶應義塾大学体育研究所
Publication year	2008
Jtitle	体育研究所紀要 (Bulletin of the institute of physical education, Keio university). Vol.47, No.1 (2008. 1) ,p.13- 24
JaLC DOI	
Abstract	The present study aimed to characterize the postural stability of Keio University students using various evaluation measures of the center of the pressure (COP) fluctuations. It also aimed to investigate the association between those parameters and muscle volume of the plantar flexors, which are regarded as the major agonist muscles for postural control during quiet standing. Healthy male (n=45) and female (n=81) students from Keio University participated in the study. Subjects were requested to maintain a quiet standing on a force platform in both eyes-open and eyes-closed conditions. Various time and frequency domain measures of the COP fluctuations were calculated. Muscle volume of the plantar flexors was estimated from muscle thickness measured by ultrasonography. The results showed that some time domain measures such as mean distance (MDIST), root mean square (RMS), and mean velocity (MVELO) had higher values than those previously reported in young adults. Our results suggest the inferiority of this group of Keio University students in the postural control during quiet standing. Gender differences were found in frequency domain measures such as mean and centroidal frequencies (P<0.05). Moreover, time domain measures were negatively correlated to the estimated muscle volume in both eyes-open and eyes-closed conditions in males (MDIST, R=-0.514; RMS, R=-0.519; MVELO, R=-0.466; RANGE, R=-0.470; P<0.05), but not in females (MDIST, R=-0.150; RMS, R=0.150; MVELO, R=0.151; RANGE, R=0.128). Thus, muscle volume of the plantar flexors may influence time domain measures in posturography in males, but not in females. Although further investigation regarding the mechanisms of the observed gender differences is needed, we believe that this study is useful for resolving factors influencing individual differences in postural stability in healthy young adults.
Notes	
Genre	Departmental Bulletin Paper
URL	https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=AN00135710-00470001-0013

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the Keio Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

様々な重心動揺指標を用いた本塾塾生の 平衡機能の評価

牛山 潤一* 政二 慶** 村松 憲***
奥山 静代*** 村山 光義**** 佐々木玲子*****

Evaluations of postural stability in Keio University students using various measures of static posturography

Junichi Ushiyama¹⁾, Kei Masani²⁾, Tadashi Muramatsu³⁾,
Shizuyo Okuyama³⁾, Mitsuyoshi Murayama⁴⁾, Reiko Sasaki⁵⁾

The present study aimed to characterize the postural stability of Keio University students using various evaluation measures of the center of the pressure (COP) fluctuations. It also aimed to investigate the association between those parameters and muscle volume of the plantar flexors, which are regarded as the major agonist muscles for postural control during quiet standing. Healthy male (n=45) and female (n=81) students from Keio University participated in the study. Subjects were requested to maintain a quiet standing on a force platform in both eyes-open and eyes-closed conditions. Various time and frequency domain measures of the COP fluctuations were calculated. Muscle volume of the plantar flexors was estimated from muscle thickness measured by ultrasonography. The results showed that some time domain measures such as mean distance (*MDIST*), root mean square (*RMS*), and mean velocity (*MVELO*) had higher values than those previously reported in young adults. Our results suggest the inferiority of this group of Keio University students in the postural control during quiet standing. Gender differences were found in frequency domain measures such as mean and centroidal frequencies ($P<0.05$). Moreover, time domain measures were negatively correlated to the estimated muscle volume in both eyes-open and eyes-closed conditions in males (*MDIST*, $R=-0.514$; *RMS*, $R=-0.519$; *MVELO*, $R=-0.466$; *RANGE*, $R=-0.470$; $P<0.05$), but not in females (*MDIST*, $R=-0.150$; *RMS*, $R=0.150$; *MVELO*, $R=0.151$; *RANGE*, $R=0.128$). Thus, muscle volume of the plantar flexors may influence time domain measures in posturography in males, but not in females. Although further investigation regarding the mechanisms of the observed gender differences is needed, we believe that this study is useful for resolving factors influencing individual differences in postural stability in healthy young adults.

キーワード：床反力計，足圧中心，超音波法，筋量

Key words : force platform, center of pressure, ultrasonography, muscle volume

* 慶應義塾大学体育研究所助教

** トロント大学・生体材料生体医用
工学研究所 / トロントリハビリ
テーションセンター研究員

*** 慶應義塾大学体育研究所専任講師

**** 慶應義塾大学体育研究所准教授

***** 慶應義塾大学体育研究所教授

¹⁾ Research Associate, Institute of Physical Education, Keio University

²⁾ Senior Research Fellow, Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering, University of Toronto / Lyndhurst Centre, Toronto Rehab

³⁾ Assistant Professor, Institute of Physical Education, Keio University

⁴⁾ Associate Professor, Institute of Physical Education, Keio University

⁵⁾ Professor, Institute of Physical Education, Keio University

緒 言

静的立位姿勢は、我々の日常的な行動やスポーツ動作のもっとも基本となる運動であり、我々が普段これを保持する際には、とくに意識をすることもなく何気なく実行していると言っている。しかし、ヒトの立位姿勢は、支持面が狭い上、身体重心が高い位置に存在するため、実はこれを保持することは困難な作業である。現に、静的立位時の我々の身体は厳密には静止しておらず、微少かつ複雑な動揺を示す。これは、身体のような感覚情報を統合し、筋出力を適切に調節する運動制御が反映された結果であると考えられる（政二と阿部 2005）。

近年、加齢に伴い転倒が増大することが報告されており（Schultz et al. 1997）、高齢者を寝たきりへと導きかねない、深刻な問題となっている。一方、静的立位保持時の身体動揺もまた、加齢とともに増大することから（Prieto et al. 1993；Prieto et al. 1996）、加齢に伴う平衡機能の減衰が転倒率増大の一因となっていると考えられる。従って、こうした動揺の量的評価は、高齢者の自活能力保持のための転倒予防対策として有効であろう。

平衡機能の測定には、様々なタイプのものが存在するが、なかでも静的立位でどの程度どのように足圧中心（Center of pressure；COP）が揺れたかを定量評価する重心動揺検査は、測定の難易度も低く、測定機器も普及しており、多人数測定にも適しているため、加齢変化のほか、疾患患者を対象とした臨床研究の場でも広く用いられている（丸田ら 1984；Mauritz et al. 1979；Sahlstrand et al. 1978）。しかし一方で、多人数測定という観点から言えば、若齢健常成人を対象とした研究は比較的少なく、あくまでも高齢者や疾患患者のコントロール群として扱われることが多い。これは、高齢者や疾患患者に比して、若齢健常成人では個人差が明確に現れず、また個人差の要因も特定しづらいからと推察される。しかし、若齢成人の日常的な運動量の低下が叫ばれる昨今、文部科学省が毎年実施している「体力・運動能力調査」の結果が示す通り、若齢者の体力・運動能力は年々低下しており（文部科学省 2006）、その歪みは平衡機能にも反映されているかもしれない。従って、例えば若齢者といえども、その運動機能の評価には、筋力や走能力、跳能力のような比較的筋出力の高い運動の評価のみでは不十分であり、微細な身体の調節機能としての平衡機能の測定もまた意義あるものといえる。筋出力の大きな測定項目に隔たらず、様々な角度から個々の運動能力

の特性を把握し、それぞれに応じた運動プログラムを提供することこそが、健康科学・スポーツ科学に従事する我々の使命といえる。

そこで我々は、本塾塾生の身体や健康への意識を喚起すべく継続的に実施中の身体形態・機能評価プロジェクト「Nice Body への道」の身体機能の項目に、2006年度より新たに「静的姿勢動揺測定」を追加し、測定を重ねてきた。本研究は、これらの測定データから Prieto et al. (1996) が若齢者と高齢者の動揺量の差異を定量評価するために用いた様々な COP 動揺指標を算出し、1) 先行研究との対比から本塾塾生の平衡機能の特徴を検討すること、2) 指標間の関連性、および静的姿勢保持の主働筋群である足関節底屈筋群（政二と阿部 2005）の筋体積と上記 COP 動揺の各指標との関連性から本塾塾生の平衡機能の個人差の要因を検討すること、を目的に執り行われた。

方 法

1. 被検者

被検者は、2006年度の春学期および秋学期に本研究所において執り行われた、身体形態・機能測定プロジェクト「Nice Body への道」に測定参加した、健常な男子塾生45名（年齢、 20.5 ± 1.6 歳；身長、 173.6 ± 4.9 cm；体重、 65.2 ± 7.0 kg）、女子塾生81名（年齢、 20.2 ± 1.8 歳；身長、 158.5 ± 6.2 cm；体重、 51.2 ± 5.9 kg）の計126名であった。測定に先立ち、被検者には本研究の目的、意義、測定内容、測定により起こり得る危険性、測定開始後でも被検者の意志で測定を回避できること、個人情報厳重に取り扱うこと、などを書面にて説明し、測定参加への同意を得た。

2. 運動課題および測定方法

被検者は、70秒間の静的立位姿勢保持を、開眼条件それぞれについて1試行ずつ行った。両踵間の間隔ならびに角度は、McIlroy & Maki (1997) において報告されている若齢成人の自然な立位時の両踵間間隔および両足のなす角度の平均値に則り、それぞれ18cm、12度と規定した。開眼条件では、正面の目の高さに設定された視点を注視するように被検者に教示した。閉眼条件では、同視点を注視した後に閉眼するように指示した（山本, 2001）。床反力計（Kisler, Type9281C）より得られたデー

タは、AD 変換入力ボックス (DKH, PH-701) を介してサンプリング周波数1000Hzでパーソナルコンピュータに保存された。測定開始10秒後から60秒間の床反力データより COP を算出した。

3. 指標の算出方法

COP 動揺は、前後・左右ふたつの座標軸を持つ平面内での座標の時系列変化で表現される。以下、前後動揺系列を AP 、左右動揺系列を ML と表記する。各指標の算出に先立ち、 AP および ML データを、Prieto et al. (1996) に則り、サンプリング周波数100Hzにダウンサンプリングした後、Butterworth filter 法により、高域遮断周波数を 5 Hz とし、それ以下の周波数帯域を抽出した。分析は Prieto et al. (1996) の分析時間20秒に則り、全データを 3 分割し、それぞれについて分析区間20秒の

平均値を減ずることでオフセットを除去した。前後方向、左右方向に加えて、水平面動揺系列 (RD) も以下の通り算出した。

$$RD[n] = [AP[n]^2 + ML[n]^2]^{1/2} \quad n = 1, 2, \dots, N \quad (1)$$

典型例として、1名の被検者における開眼条件時の床反力平面上での COP の軌跡および対応した AP 、 ML 、 RD の時系列変化を図1に示す。これらのデータをもとに、Prieto et al. (1996) において報告されている以下の各指標を、プログラミング言語 Matlab (The Mathwork, Inc., Version 7.4) を用いて算出した。なお、以下の各指標については、3 分割した窓長20秒の窓からそれぞれ算出し、それらの平均値を本研究の結果として採用した。

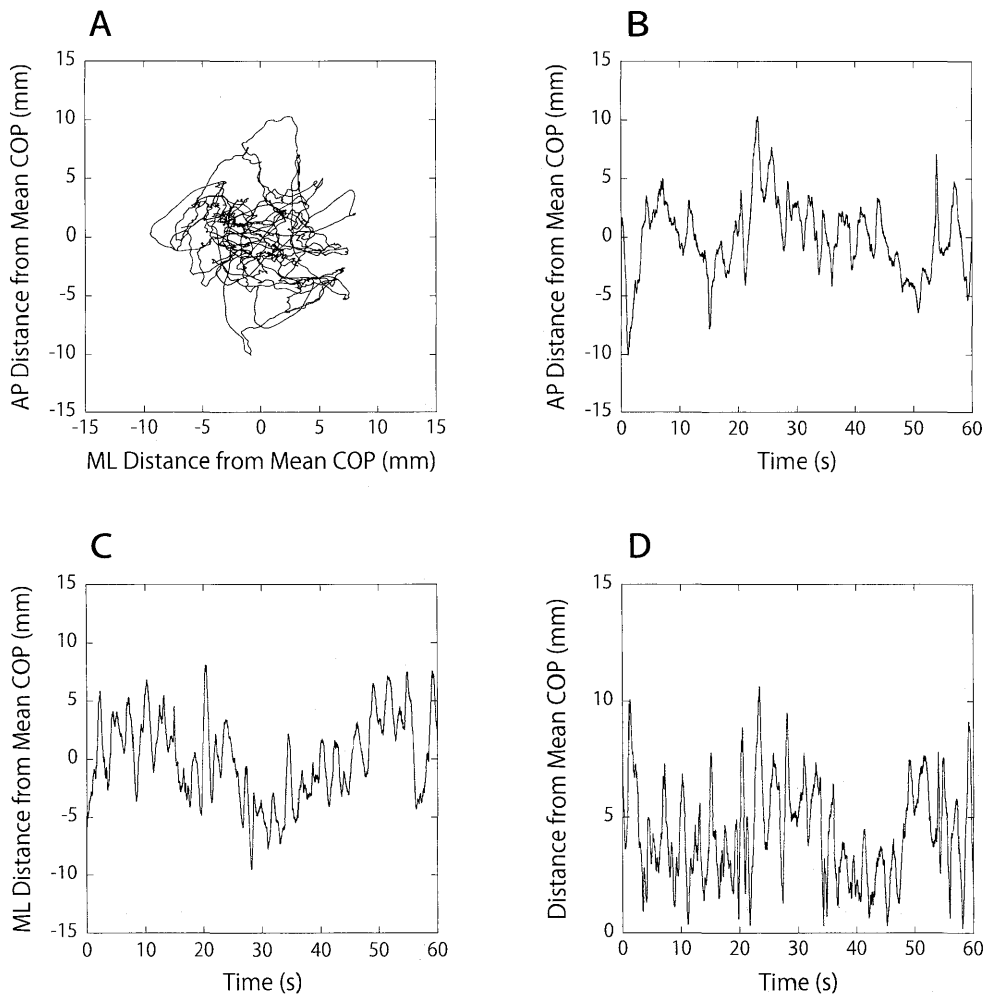


図1. 開眼条件下での静的立位保持時における COP 動揺の典型例。

A：床反力計平面状での COP の軌跡。 B：前後方向の変位。
C：左右方向の変位。 D：水平面上の変位。

3-1. 時間領域解析

3-1-1. 変位に関する指標

COP 動揺量の定量的指標として、 RD 、 AP 、 ML の平均変位（それぞれ $MDIST$ 、 $MDIST_{AP}$ 、 $MDIST_{ML}$ と表記する）、2 乗平均平方根（それぞれ RMS 、 RMS_{AP} 、 RMS_{ML} と表記する）、総軌跡長（ $TOTEX$ ）を測定時間で除した平均軌跡速度（それぞれ $MVELO$ 、 $MVELO_{AP}$ 、 $MVELO_{ML}$ と表記する。理論的には $TOTEX$ と等価である）、動揺範囲（それぞれ $RANGE$ 、 $RANGE_{AP}$ 、 $RANGE_{ML}$ と表記する）を算出した。以下がその算出法である。なお、計算式については、 $TOTEX$ を除き、すべて RD に関してのみ記す。

平均変位；

$$MDIST = 1/N \sum RD[n]. \quad (2)$$

2 乗平均平方根；

$$RMS = \left[1/N \sum RD[n]^2 \right]^{1/2}. \quad (3)$$

総軌跡長；

$$TOTEX = \sum_{n=1}^{N-1} \left[(AP[n+1] - AP[n])^2 + (ML[n+1] - ML[n])^2 \right]^{1/2}. \quad (4)$$

前後方向、左右方向の総軌跡長（式は前後方向に関してのみ記す）；

$$TOTEX_{AP} = \sum_{n=1}^{N-1} |AP[n+1] - AP[n]|. \quad (5)$$

平均軌跡速度；

$$MVELO = TOTEX / T. \quad (6)$$

ここで、 T は測定時間（秒）である。

動揺範囲；

$$RANGE = \max(RD[n]) - \min(RD[n]). \quad (7)$$

ここで、 $\max(RD[n])$ 、 $\min(RD[n])$ は、 $1 \leq n \leq N$ の RD の最大値、最小値である。

3-1-2. 面積に関する指標

COP 動揺の面積に関する指標として、棄却円面積（ $AREA-CC$ ）、棄却楕円面積（ $AREA-CE$ ）を算出した。それぞれの算出法は以下の通りである。

棄却円面積；

$$AREA-CC = \pi (MDIST + Z_{0.5} S_{RD})^2. \quad (8)$$

ここで、 $Z_{0.5}$ は信頼水準を 95% としたときの Z 統計量で、その値は 1.645 である（Prieto et al. 1996）。 S_{RD} は RD の標準偏差である。

$$S_{RD} = \left[RMS^2 - MDIST^2 \right]^{1/2}. \quad (9)$$

つまり、ここでは、棄却円の半径を RD 系列の 95% 信頼限界と設定したことになる。

一方、 $AREA-CE$ を求める際の長径を a 、短径を b とすると、Prieto et al. (1996) の算出法に則り、 a 、 b は以下のように求められる。

$$a = \left[F_{.05[2, n-2]} (S_{AP}^2 + S_{ML}^2 + D) \right]^{1/2} \quad (10)$$

$$b = \left[F_{.05[2, n-2]} (S_{AP}^2 + S_{ML}^2 - D) \right]^{1/2} \quad (11)$$

$F_{.05[2, n-2]}$ はデータ数 n の二変量分布において信頼水準を 95% と設定したときの F 統計量であり、サンプル数が十分に多い場合（ $n > 120$ ）、その値は 3.0 となる（Prieto et al. 1996）。 S_{AP} 、 S_{ML} はそれぞれ AP 、 ML の標準偏差である。 D は以下のように算出される。

$$D = \left[(S_{AP}^2 + S_{ML}^2) - 4(S_{AP}^2 + S_{ML}^2 - S_{APML}^2) \right]^{1/2}. \quad (12)$$

ここで、 S_{APML} は共分散である。

$$S_{APML} = 1/N \sum AP[n]ML[n]. \quad (13)$$

以上より、式(12)を式(10)(11)に代入することにより、 $AREA-CE$ は算出される。

$$AREA-CE = \pi ab = 2\pi F_{.05[2, n-2]} \left[S_{AP}^2 S_{ML}^2 - S_{APML}^2 \right]^{1/2} \quad (14)$$

3-1-3. その他の指標

その他の指標として、連続する2点とCOPの原点とがなす三角形の面積を積分して求める動揺面積（ $AREA-SW$ ）、 $TOTEX$ と $MDIST$ を用いてCOPの正弦波振動の周波数を算定する平均周波数（ $MFREQ$ ）を算出した。算出法は以下の通りである。

動揺面積；

$$AREA-SW = \frac{1}{2\pi} \sum_{n=1}^{N-1} |AP[n+1]ML[n] - AP[n]ML[n+1]|. \quad (15)$$

平均周波数；

$$MFREQ = \frac{TOTEX}{2\pi MDIST \cdot T} = \frac{MVELO}{2\pi MDIST}. \quad (16)$$

平均周波数に関しては、 AP 、 ML についても計測した。算出法は AP についてのみ記す。

$$MFREQ_{AP} = \frac{TOTEX_{AP}}{4\sqrt{2}MDIST_{AP} \cdot T} = \frac{MVELO_{AP}}{4\sqrt{2}MDIST_{AP}}. \quad (17)$$

3-2. 周波数領域解析

周波数解析を用いて、周波数領域におけるCOP動揺の質的・量的特性を検討した。 RD 、 AP 、 ML の各系列について、ウェルチ法によりパワースペクトル密度を計算した。解析は、Prieto et al. (1996) に従い、0.15Hzから5Hzの周波数領域を対象に行い、この帯域のパワースペクトル密度の分布の面積や形状に関する以下の指標を算出した。

離散パワースペクトル密度関数 $G[m]$ における周波数増分を Δf とすると、スペクトルモーメント μ_k は以下のよう求めることができる。

$$\mu_k = \sum_{m=i}^j (m \times \Delta f)^k \times G[m]. \quad (18)$$

ここで、分析対象の周波数領域の総パワー（それぞれ $POWER$ 、 $POWER_{AP}$ 、 $POWER_{ML}$ と表記する）は $k=0$ のときのスペクトルモーメント μ_0 である。

$$POWER = \mu_0. \quad (19)$$

これをもとに、 RD 、 AP 、 ML それぞれについて、パワー

スペクトル面積がトータルパワーの50%、95%となる周波数（それぞれ $PF50$ 、 $PF50_{AP}$ 、 $PF50_{ML}$ 、 $PF95$ 、 $PF95_{AP}$ 、 $PF95_{ML}$ と表記する）を求めた。これらは以下の式より得られる u, v に Δf を乗じることで求めることができる。

$$\sum_{m=i}^u G[m] \geq 0.5\mu_0. \quad (20)$$

$$\sum_{m=i}^v G[m] \geq 0.95\mu_0. \quad (21)$$

また、2次のスペクトルモーメントを0次のスペクトルモーメントで除した値の平方根より得られる重心周波数（それぞれ $CFEQ$ 、 $CFREQ_{AP}$ 、 $CFREQ_{ML}$ と表記する）、パワースペクトル密度のばらつきを評価する周波数分散（それぞれ $FREQD$ 、 $FREQD_{AP}$ 、 $FREQD_{ML}$ と表記する）についても算出した。算出式は RD に関してのみ記す。

$$CFREQ = \left[\frac{\mu_2}{\mu_0} \right]^{1/2} \quad (22)$$

$$FREQD = \left[1 - \frac{\mu_1^2}{\mu_0 \mu_2} \right]^{1/2} \quad (23)$$

4. 筋量の算出方法

COP動揺は身体重心（Center of mass；COM）に代表される身体の動揺ではなく、足関節トルクの挙動を反映している。通常の静的立位姿勢では、身体重心は足関節よりも前方に位置するため、後ろ向きの足関節トルク、すなわち足関節底屈トルクが常に身体を保持している。従って、静的立位を倒立振子でモデル化した場合、足関節底屈筋群がその主働筋群であると言える（政二と阿部 2005）（静的立位の力学に関しては付録に記す）。そこで、本研究では、超音波Bモード法（ALOKA, SSD-900）により測定された足関節底屈筋群の筋厚と下肢長から、足関節底屈筋群の体積を推定した。下肢長は脛骨頭から外顆の下端までの長さとし、筋厚測定位置は、Abe et al. (1994) に則り、下肢長の近位30%部位の外側腓腹筋筋腹上とし、表層筋膜から脛骨までの距離を筋厚とした。筋体積の推定には、宮谷 (1999) らが報告している、MRI法により測定した筋体積 MV_{MRI} と、超音波測定より得られた筋厚の2乗に下肢長を乗じた

ULT_{MVI} との一次回帰式から推定した。回帰式は以下の通りである。

$$MV_{MRI} = 0.4285 \times ULT_{MVI} + 157.86 \quad (24)$$

推定した足関節底屈筋群の筋体積はすべて体重で規格化された（以降、これを MV-PLA と表記し、筋量の指標として用いる）。なお、MV-PLA の平均値（±標準偏差）は、男子塾生で $15.1 (\pm 1.78) \text{ cm}^3/\text{kg}$ 、女子塾生で $13.6 (\pm 1.69) \text{ cm}^3/\text{kg}$ であった。

5. 統計解析

COP 動揺の各指標の性別間ならび開閉眼条件間の比較には、混合モデルの分散分析（a mixed-model ANOVA）を用い、post-hoc 分析としてはテューキーの多重比較法を適用した。平均周波数と平均変位との間の関係性、ならびに COP の各指標と MV-PLA との関係性に関しては、一次回帰分析を用いて比較した。得られた値からピアソンの相関係数を計算し、その有意性を有意水準 5% で検定した。すべての統計解析には、STATISTICA (StatSoft, Inc., Version 5.5) を使用した。

結 果

1. 各指標の開閉眼条件間および男女間の比較

表 1 には男女、開閉眼におけるすべての指標の平均値±標準偏差を示した。また、リファレンスデータとして、Prieto et al. (1996) において報告されている、若齢男女20名（年齢、 26.4 ± 4.9 歳）、高齢男女20名（年齢、 68.0 ± 1.3 歳）のデータも示した。開閉眼条件間の差異に着目すると、男女の RMS , $MVELO$, $MVELO_{AP}$, $MVELO_{ML}$, $RANGE$, $RANGE_{AP}$, $RANGE_{ML}$, $AREA-CC$, $AREA-CE$, $AREA-SW$, $MFREQ$, $MFREQ_{AP}$, $POWER$, $POWER_{AP}$, $POWER_{ML}$, 男子の $MDIST$, $MDIST_{AP}$, $MDIST_{ML}$, RMS_{AP} , RMS_{ML} , $CFREQ_{ML}$ において有意差がみられた。このうち、 $MDIST_{ML}$, RMS_{ML} , $MVELO_{ML}$, $RANGE_{ML}$, $MFREQ$, $MFREQ_{AP}$, $POWER_{ML}$, $CFREQ_{ML}$ に関しては、Prieto et al. (1996) の若齢者において開閉眼条件間差は見出されていない。一方、Prieto et al. (1996) の若齢者において開閉眼条件間に有意差が観察された $PF50$, $PF95$ に関しては、本研究の被検者では差がみられなかった。一方、開閉眼時の $MVELO$, $MVELO_{AP}$, $MFREQ$, $MFREQ_{AP}$, $PF95$, $CFREQ$, $CFREQ_{AP}$, $FREQD_{AP}$, ならびに開眼時の $PF95_{ML}$, $CFREQ_{ML}$ に関しては、有意な性差が検出された。

表 1. COP 動揺の各指標

Measure	This study				Prieto's study (1996)											
	Male		Female		Gender		Eye		Young		Elderly		Age		Eye	
	EO	EC	EO	EC	EO	EC	Male	Female	EO	EC	EO	EC	EO	EC	Young	Elderly
$MDIST (mm)$	3.40 ± 0.93	3.88 ± 1.06	3.38 ± 1.18	3.75 ± 1.30			***		3.12 ± 1.11	3.85 ± 1.65	4.22 ± 1.24	4.48 ± 1.52	*		**	
$MDIST_{AP} (mm)$	2.53 ± 0.79	2.85 ± 0.76	2.46 ± 0.80	2.75 ± 0.98			*		2.42 ± 0.97	3.10 ± 1.29	3.19 ± 1.17	3.63 ± 1.17	*		**	*
$MDIST_{ML} (mm)$	1.73 ± 0.57	2.03 ± 0.75	1.78 ± 0.90	1.95 ± 0.82			***		1.50 ± 0.77	1.66 ± 0.95	2.04 ± 1.05	1.93 ± 0.99				
$RMS (mm)$	3.87 ± 1.03	4.43 ± 1.18	3.83 ± 1.31	4.30 ± 1.48			***	*	3.56 ± 1.20	4.39 ± 1.81	4.85 ± 1.42	5.12 ± 1.70	*		**	
$RMS_{AP} (mm)$	3.12 ± 0.90	3.54 ± 0.91	3.01 ± 0.94	3.43 ± 1.21			**		2.95 ± 1.08	3.82 ± 1.54	3.98 ± 1.22	4.45 ± 1.42	*		**	
$RMS_{ML} (mm)$	2.17 ± 0.72	2.57 ± 0.92	2.22 ± 1.09	2.47 ± 1.01			***		1.85 ± 0.91	2.06 ± 1.17	2.54 ± 1.34	2.41 ± 1.23			**	
$MVELO (mm/s)$	8.78 ± 2.57	11.3 ± 3.05	7.61 ± 1.70	9.69 ± 2.36	*	***	***	***	6.90 ± 1.79	8.89 ± 2.86	12.2 ± 4.49	16.2 ± 6.43	***	****	**	****
$MVELO_{AP} (mm/s)$	5.71 ± 1.65	8.00 ± 2.13	4.60 ± 1.05	6.45 ± 1.81	***	***	***	***	4.92 ± 1.34	6.72 ± 2.18	9.86 ± 3.63	13.5 ± 5.26	****	****	***	****
$MVELO_{ML} (mm/s)$	5.44 ± 1.78	6.30 ± 2.05	5.05 ± 1.39	5.83 ± 1.58			***	***	3.82 ± 1.19	4.43 ± 1.65	5.34 ± 2.56	6.27 ± 3.70		*		*
$RANGE (mm)$	8.91 ± 2.38	10.4 ± 2.83	8.40 ± 2.73	10.1 ± 3.56			***	***	14.3 ± 4.34	18.0 ± 7.14	21.6 ± 6.84	22.5 ± 7.40	**		**	
$RANGE_{AP} (mm)$	14.2 ± 3.35	17.0 ± 4.11	13.4 ± 3.71	16.4 ± 5.77			***	***	13.3 ± 4.27	17.7 ± 6.97	20.1 ± 6.07	21.1 ± 6.93	**		***	
$RANGE_{ML} (mm)$	10.8 ± 3.56	13.1 ± 4.65	10.8 ± 4.70	12.4 ± 4.72			***	***	8.48 ± 3.89	9.79 ± 5.42	12.5 ± 7.50	12.3 ± 6.84	*			
$AREA-CC (mm^2)$	143 ± 71.8	188 ± 94.7	146 ± 112	186 ± 140			**	*	120 ± 70.3	193 ± 146	224 ± 128	251 ± 157	*		**	
$AREA-CE (mm^2)$	125 ± 61.7	174 ± 93.3	128 ± 103	167 ± 127			***	***	99.1 ± 66.9	162 ± 140	191 ± 125	207 ± 152	*		**	
$AREA-SW (mm^2/s)$	9.88 ± 4.32	14.5 ± 6.77	8.81 ± 4.72	12.2 ± 6.65			***	*	7.16 ± 4.27	11.3 ± 8.11	16.3 ± 12.1	21.4 ± 17.4	*		*	
$MFREQ (Hz)$	0.44 ± 0.12	0.49 ± 0.12	0.39 ± 0.09	0.44 ± 0.10	**	*	***	***	0.37 ± 0.09	0.40 ± 0.12	0.47 ± 0.13	0.58 ± 0.14	*	****		****
$MFREQ_{AP} (Hz)$	0.44 ± 0.15	0.53 ± 0.15	0.37 ± 0.09	0.45 ± 0.12	***	***	***	***	0.40 ± 0.14	0.42 ± 0.15	0.57 ± 0.20	0.66 ± 0.17	**	****		***
$MFREQ_{ML} (Hz)$	0.60 ± 0.16	0.60 ± 0.16	0.58 ± 0.18	0.59 ± 0.17					0.52 ± 0.21	0.57 ± 0.23	0.51 ± 0.17	0.59 ± 0.17			*	**
$POWER$	45.2 ± 24.4	68.2 ± 38.4	44.0 ± 48.1	64.3 ± 49.2			**	**	6.66 ± 3.67	10.4 ± 9.82	13.0 ± 7.40	18.3 ± 12.7	*	**	*	**
$POWER_{AP}$	75.3 ± 55.7	154 ± 73.3	63.5 ± 45.7	128 ± 92.4			***	***	8.88 ± 5.12	16.8 ± 11.8	20.5 ± 13.1	28.1 ± 15.0	**	**	*	*
$POWER_{ML}$	56.2 ± 41.7	86.7 ± 69.4	58.0 ± 64.2	79.5 ± 65.8			**	**	4.35 ± 3.49	6.17 ± 5.22	9.38 ± 10.0	9.57 ± 11.0				
$PF50 (Hz)$	0.41 ± 0.16	0.44 ± 0.11	0.39 ± 0.09	0.42 ± 0.10					0.29 ± 0.08	0.32 ± 0.11	0.35 ± 0.15	0.40 ± 0.13		*	*	**
$PF50_{AP} (Hz)$	0.31 ± 0.10	0.30 ± 0.08	0.32 ± 0.09	0.30 ± 0.06					0.28 ± 0.09	0.30 ± 0.09	0.35 ± 0.14	0.39 ± 0.12	*	*		*
$PF50_{ML} (Hz)$	0.39 ± 0.11	0.38 ± 0.09	0.37 ± 0.10	0.36 ± 0.09					0.36 ± 0.14	0.38 ± 0.14	0.35 ± 0.14	0.40 ± 0.13				*
$PF95 (Hz)$	1.54 ± 0.47	1.64 ± 0.42	1.35 ± 0.32	1.44 ± 0.36	*	**			0.93 ± 0.19	1.05 ± 0.30	1.27 ± 0.37	1.47 ± 0.43	**	****	*	***
$PF95_{AP} (Hz)$	1.18 ± 0.37	1.13 ± 0.34	1.06 ± 0.27	1.03 ± 0.26					0.93 ± 0.20	0.99 ± 0.31	1.29 ± 0.35	1.45 ± 0.43	**	****		**
$PF95_{ML} (Hz)$	1.20 ± 0.28	1.11 ± 0.28	1.07 ± 0.30	1.06 ± 0.29	*				0.99 ± 0.33	1.10 ± 0.34	1.07 ± 0.31	1.20 ± 0.36				*
$CFREQ (Hz)$	0.85 ± 0.23	0.88 ± 0.20	0.79 ± 0.16	0.80 ± 0.16	*	**			0.53 ± 0.10	0.57 ± 0.13	0.66 ± 0.17	0.75 ± 0.18	*	***		***
$CFREQ_{AP} (Hz)$	0.68 ± 0.20	0.63 ± 0.16	0.61 ± 0.13	0.57 ± 0.11	*	*			0.51 ± 0.09	0.54 ± 0.13	0.66 ± 0.17	0.75 ± 0.18	**	****		***
$CFREQ_{ML} (Hz)$	0.74 ± 0.17	0.68 ± 0.15	0.71 ± 0.19	0.68 ± 0.18	*		**		0.60 ± 0.17	0.64 ± 0.19	0.59 ± 0.15	0.66 ± 0.16				*
$FREQD$	0.72 ± 0.05	0.71 ± 0.05	0.71 ± 0.05	0.69 ± 0.05					0.67 ± 0.04	0.67 ± 0.04	0.68 ± 0.07	0.67 ± 0.04				
$FREQD_{AP}$	0.74 ± 0.05	0.72 ± 0.06	0.71 ± 0.05	0.69 ± 0.05	**	***			0.67 ± 0.05	0.66 ± 0.04	0.67 ± 0.05	0.67 ± 0.04				
$FREQD_{ML}$	0.70 ± 0.07	0.69 ± 0.06	0.71 ± 0.08	0.70 ± 0.07					0.67 ± 0.07	0.67 ± 0.05	0.65 ± 0.06	0.64 ± 0.05				

男女（表内では Male, Female と記す）それぞれの開眼時（EO）、閉眼時（EC）の平均値±標準偏差を示した。また、参考資料として、Prieto et al. (1996) において報告されている若齢群（Young, n = 20）、高齢群（Elderly, n = 20）の値も示した。本研究における開閉眼時それぞれにおける性差（Gender）、男女それぞれにおける開閉眼条件間差（Eye）、Prieto et al. (1996) における開閉眼時それぞれにおける群間差（Age）、若齢群・高齢群それぞれにおける開閉眼条件間差（Eye）についてもそれぞれ明記した。有意水準の表記は以下の通りである。*, $P < 0.05$; **, $P < 0.01$; ***, $P < 0.001$; ****, $P < 0.0001$.

2. 平均周波数—平均変位関係

Maurer et al. (2005) は、コンピューターシミュレーションによって静止立位の制御器をモデル化し、比例ゲイン K_P （神経系のなかでの位置制御成分を意味する）や微分ゲイン K_D （神経系のなかでの速度制御成分を意味する）の値をいろいろと変えた場合に、Prieto et al. (1996) が報告した様々な指標がどのように変化するかを検討している。結果、 K_P は $MDIST$, RMS , $RANGE$ などの変位に関する指標と負の相関を示し、 $MFREQ$ や $CFREQ$

などの周波数に関する指標と正の相関を示すことが報告されている。そこで、図 2 A-F は、Maurer et al. (2005) において、 K_P と最も負の相関が高い $MFREQ$ ($R = -0.84$) と、 K_P と最も正の相関が高い $MDIST$ ($R = 0.96$) との関係を、男女それぞれの RD , AP , ML のすべての系列について示した。その結果、開眼時、閉眼時ともに、 RD , AP , ML すべての系列において、平均周波数と平均変位との間には有意な負の相関関係が得られた ($P < 0.05$)。

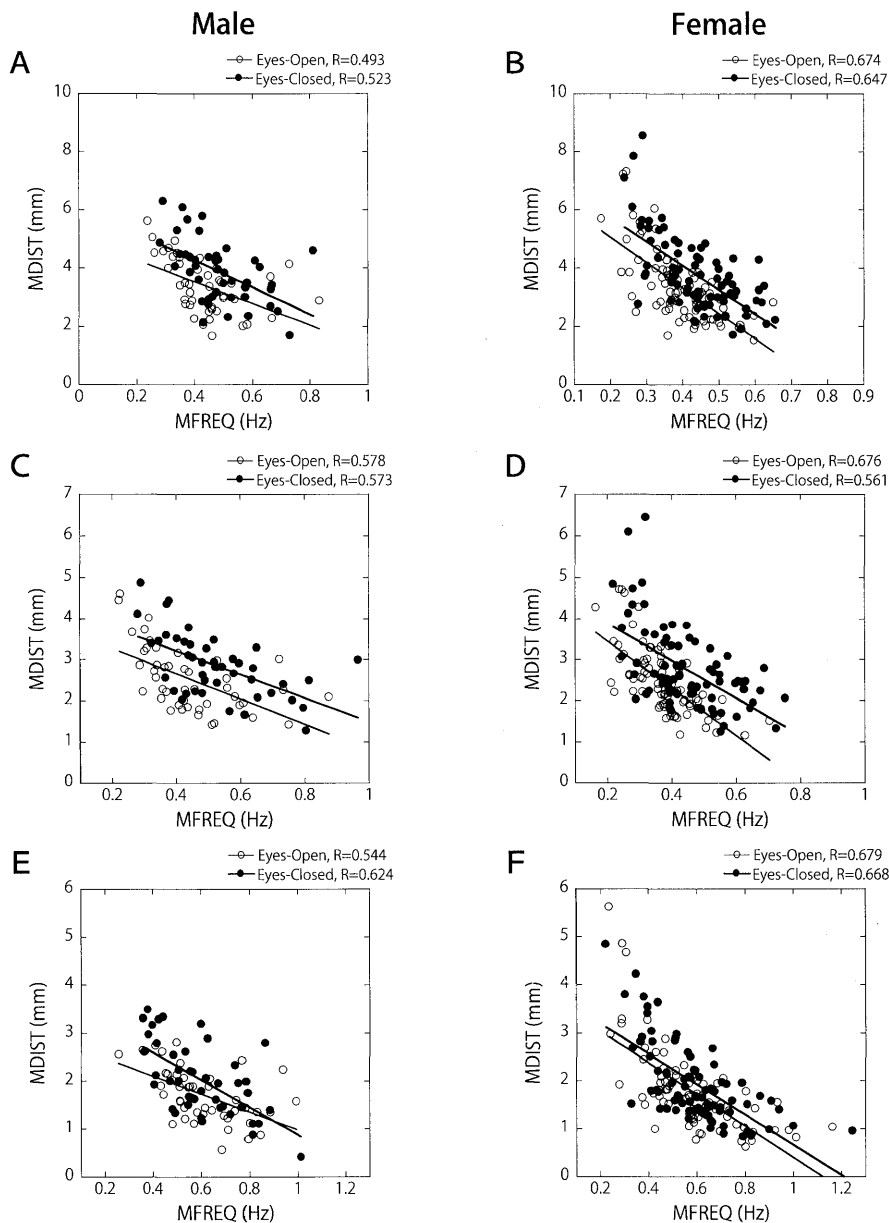


図 2. COP 動揺の平均周波数—平均変位間の関係。

すべてのグラフは男女別に記載されており、A；男子 RD、B；女子 RD、C；男子 AP、D；女子 AP、E；男子 ML、F；女子 ML となっている。男女、開閉眼をとわず、すべての条件で有意な相関関係 ($P < 0.05$) が得られた。

3. COP の各指標と MV-PLA との関係

表 2 には、一次回帰分析より得られた、COP の各指標と MV-PLA との間の相関係数を示した。男子・開閉眼両条件での $MDIST$, $MDIST_{ML}$, RMS , RMS_{ML} , $MVELO$, $MVELO_{AP}$, $MVELO_{ML}$, $RANGE$, $RANGE_{ML}$, $AREA-CC$, $AREA-CE$, $AREA-SW$, $POWER$, $POWER_{AP}$, $POWER_{ML}$ において有意な負の相関関係が ($P < 0.05$), $FREQD_{ML}$ に

おいて有意な正の相関関係が得られた ($P < 0.05$)。また, $MDIST_{AP}$, RMS_{AP} , $RANGE_{AP}$ については、男子開眼条件においてのみ有意な負の相関 ($P < 0.05$) が, $FREQD$ については、男子開眼条件においてのみ有意な正の相関 ($P < 0.05$) が、それぞれ観察された。女子両条件においては、いずれの指標も MV-PLA との間には有意な相関関係は得られなかった。

表 2. COP 動揺の各指標と MV-PLA との相関関係

Measure	Male		Female	
	Eyes-Open	Eyes-Closed	Eyes-Open	Eyes-Closed
$MDIST$	-0.514*	-0.370*	-0.150	0.073
$MDIST_{AP}$	-0.416*	-0.234	0.200	0.082
$MDIST_{ML}$	-0.492*	-0.445*	0.051	0.040
RMS	-0.519*	-0.378*	0.150	0.080
RMS_{AP}	-0.423*	-0.255	0.210	0.086
RMS_{ML}	-0.505*	-0.448*	0.044	0.052
$MVELO$	-0.466*	-0.367*	0.151	0.065
$MVELO_{AP}$	-0.486*	-0.298*	0.080	0.048
$MVELO_{ML}$	-0.400*	-0.390*	0.166	0.057
$RANGE$	-0.470*	-0.355*	0.128	0.073
$RANGE_{AP}$	-0.448*	-0.248	0.188	0.070
$RANGE_{ML}$	-0.550*	-0.504*	0.020	0.089
$AREA-CC$	-0.509*	-0.371*	0.144	0.048
$AREA-CE$	-0.567*	-0.428*	0.163	0.051
$AREA-SW$	-0.535*	-0.404*	0.121	0.033
$MFREQ$	-0.010	0.037	0.050	-0.083
$MFREQ_{AP}$	-0.074	0.037	-0.120	-0.042
$MFREQ_{ML}$	-0.079	0.150	0.076	-0.083
$POWER$	-0.518*	-0.358*	0.039	0.093
$POWER_{AP}$	-0.412*	-0.365*	0.066	0.050
$POWER_{ML}$	-0.466*	-0.414*	0.039	0.118
$PF50$	-0.187	-0.026	0.004	-0.047
$PF50_{AP}$	-0.052	0.066	0.054	-0.097
$PF50_{ML}$	-0.029	0.043	0.060	0.080
$PF95$	0.128	0.005	0.023	-0.062
$PF95_{AP}$	-0.055	0.031	0.008	0.015
$PF95_{ML}$	-0.012	0.016	-0.018	0.017
$CFREQ$	-0.057	0.067	0.055	-0.096
$CFREQ_{AP}$	-0.041	0.079	0.041	0.005
$CFREQ_{ML}$	0.183	0.140	0.047	-0.022
$FREQD$	0.343*	0.162	-0.002	-0.095
$FREQD_{AP}$	0.197	0.006	-0.037	0.017
$FREQD_{ML}$	0.361*	0.377*	-0.018	-0.103

表内の数値はすべて一次回帰より得られた相関係数であり、*がついているもののみが MV-PLA との間で有意な相関が認められた指標である ($P < 0.05$)。

考 察

1. Prieto et al. (1996) との比較

表1において、本研究の結果をPrieto et al. (1996) のデータと比較すると、*MDIST* や *MVELO* などの指標は、高齢群ほどではないにせよ、若齢群データよりも高値を示していることが分かる。これはすなわち、本塾塾生は、先行研究の若齢群に比して静的立位保持時の揺れが大きいことを示している。また、*MFREQ*、*PF95*、*CFREQ*、*FREQD* などのCOP動揺の周波数に関する指標に関しても、高齢群と同等の高値を示すことから、本塾塾生のCOP動揺は、Prieto et al. (1996) の若齢群に比して、スペクトルの広がりが大きく、かつ高周波の揺れが大きいことが示唆される。

一方、各指標の開閉眼条件間差に着目してみよう。ヒトの姿勢調節には、視覚系、前庭系、体性感覚系からの情報をもとにしたフィードバック調節系が重要な役割を果たすと考えられている (Fitzpatrick et al. 1994)。従って、このうちのひとつである視覚系からの入力を遮断した場合には、動揺量も増すものと推測される。現に、表1に示されるように、Prieto et al. (1996) の報告では、*ML* 系列を除き、若齢者では変位に関するすべての指標で開閉眼条件間の有意差が検出されている。一方、本塾塾生においても同様に、変位に関する多くの指標において開閉眼条件間の差が検出されたが、なかでもPrieto et al. (1996) の若齢群では条件間差のなかった *MVELO_{ML}* や *POWER_{ML}* などの *ML* 系列の揺れの大きさを表す指標においても差が観察された点が興味深い。これはすなわち、本塾塾生は、視覚遮断を行うと、前後方向のみならず左右方向の揺れも増大することを示しており、この傾向は閉眼時に *MVELO_{ML}* が有意に増大するという高齢群の結果と類似している。また、Prieto et al. (1996) では高齢群でのみ差がみられた *MFREQ* や *MFREQ_{AP}* についても、男女ともに開閉眼条件間差がみられた。一階微分系列の平均振幅とみなせる *MVELO* (一階微分系列は原時系列に比して高周波のパワーが増大する) や *MFREQ* が閉眼時に増大することは、すなわち、高齢者においては視覚系入力の有無が、より高周波のCOPの揺れに影響するものと考えられ、こうした傾向が本塾塾生にもみられたことは注目すべき点であろう。

以上のように、静的立位姿勢保持時の本塾塾生のCOP動揺は、その量的指標の絶対値に着目するとPrieto et al. (1996) の若齢群に比して高値を示し、動揺の周波

数特性や開閉眼条件間差に着目すると、随所でPrieto et al. (1996) の高齢群と似た傾向をとることが分かった。こうした結果は、本塾塾生の平衡機能がPrieto et al. (1996) の若齢群よりも劣っている可能性を示唆するものであり、本塾塾生の身体機能の特徴のひとつとして認知されるべき問題であろう。

2. 平均周波数—平均変位関係について

Maurer et al. (2005) のシミュレーション研究において、位置制御成分を意味する比例ゲイン K_p と最も負の相関の強い *MFREQ* と、最も正の相関が強い *MDIST* との関係を検討したところ、*RD*、*AP*、*ML* のすべての系列で両者の間には有意な負の相関が得られた (図2)。この結果はすなわち、位置制御情報が大きい被検者ほど、身体動揺量が増える傾向にあることを示している。Masani et al. (2003; 2006) は、1) 静的立位中の身体動揺と筋電図とを相互相関解析すると、身体動揺に一致した筋活動が身体動揺に先行して起こること、2) 身体動揺の小さな被検者ほどこの相関が小さいこと、3) 静止立位の制御を単純なPD制御器でシミュレートした場合、比較的微分ゲイン K_d の大きい制御器ほど身体動揺と運動指令の相関が低くなること、を報告し、静的立位の制御における速度情報の重要性を示唆している。すなわち、図2の左上部に位置するような被検者は、速度情報に比して位置情報優位の制御方策をとるが故に、身体動揺量が増えてしまっていることを意味すると考えられる。従って、図2のような指標の関連性から、位置情報への依存度の大小が動揺量の個人差を生む要因となっている可能性が導き出される。

3. COP動揺の各指標と足底屈筋群の筋量との関係性について

表2に示されるように、男子塾生の開閉眼時においてのみ、いくつかの指標でMV-PLAとの間に有意な相関関係が認められた。このうち、*ML* 系列に関するものは、足底屈筋群と股関節内外転筋群との筋量同士の相関性から間接的に導き出された結果と考えられるため、足底屈筋群の筋量が直接的に関係すると思われる *RD*、*AP* 系列に関するもののみに注目する。開閉眼時ともに有意な負の相関関係が得られた指標としては *MDIST*、*RMS*、*MVELO*、*MVELO_{AP}*、*RANGE*、*AREA-CC*、*AREA-CE*、*AREA-SW*、*POWER*、*POWER_{AP}* が挙げられるが、これらは身体動揺の大きさを評価する指標といえ、従って体

重に対して筋量の割合が大きい人ほど揺れにくい性質にあるものと考えられる。Yoshitake et al. (2004)によると、静的筋力発揮時の力の変動は、発揮張力レベルの上昇とともに増加する。静的立位時の発揮トルクレベルは体重に依存して決定されるため、MV-PLA が小さな人ほど姿勢保持のために要求される相対的な発揮トルクレベルが大きくなり、結果、揺れが大きくなるものと考えられる。また、 $MVELO$ 、 $MVELO_{AP}$ にも負の相関が得られることから、比較的高周波成分の揺れが筋量と深い関係を持つことが示唆される。

ここで、動揺の大きさの個人差を生むひとつの要因として、足関節の柔軟性のような形態的な特徴の影響が想像される。しかし、Maurer et al. (2005) のシミュレーション研究では、足関節の機械的なスティフネスは固定されているため、この変化により COP 動揺の各指標がどのように変わるかは定かではない。小田ら (2002) は 21 名の健常な男女を対象に、足関節の柔軟性（足関節の最大背屈角度、および受動トルクと角度変化の関係を 2 次回帰した時の係数であるスティフネス係数で評価）と下腿周径、筋腹長、足底屈筋力との間には有意な負の相関があることを示し、筋横断面積が足関節の柔軟性の主な規定因子である可能性を示唆している。この報告と、開閉眼時いずれにおいても MV-PLA と COP 動揺の大きさを表わす指標との間に有意な負の相関が得られたという結果を合わせ考えると、足関節の柔軟性は開閉眼条件間で変化するものではないため、筋量が足関節の柔軟性を規定することで、間接的に COP 動揺量の個人差を生み出す要因となった可能性が示唆される。ただし、小田ら (2002) の研究は筋量と柔軟性との関係性を明言するにはサンプル数が若干不足しており、より詳細な議論を行うためには、今後、足関節の柔軟性を示す指標を計測し、足関節底屈筋群の筋量や COP 動揺の各指標との関連性について更に検討していく必要がある。

一方、 $FREQD$ と MV-PLA との間には、開眼時においてのみ有意な正の相関関係が得られた。Maurer et al. (2005) によると、 $FREQD$ は、微分ゲイン K_D （神経系のなかの速度制御成分を意味する）と強い正の相関関係を示す指標である。すなわち、上記の筋量と動揺量との関係と合わせ考えると、特に視覚系も含めた各種感覚情報を活用した適切な制御が行われている場合（すなわち開眼時の静的立位保持を意味する）には、筋量が多い人ほど微分ゲイン K_D が大きい制御方策をとることで、幅の広い周波数領域での揺れを持つようになり、結果、動揺

量が小さくなる、と解釈される。こうした速度情報優位の制御を行っている被検者ほど揺れが小さくなるという結果は、上記 Masani et al. (2003; 2006) の主張を支持するものである。

4. 男女間の差異について

COP 動揺でみた揺れの大きさの男女差についてはこれまで多くの研究で報告されてきたが、性差があるという報告（今岡ら 1997; Thyssen et al. 1982）と、ないという報告（五島 1985）があり、議論が分かれるところである。本塾塾生の様々な COP 動揺の指標に着目すると、開閉眼時の $MVELO$ 、 $MVELO_{AP}$ 、 $MFREQ$ 、 $MFREQ_{AP}$ 、 $PF95$ 、 $CFREQ$ 、 $CFREQ_{AP}$ 、 $FREQD_{AP}$ 、ならびに開眼時の $PF95_{ML}$ 、 $CFREQ_{ML}$ において、有意な性差が認められ、男子のほうが有意に高値を示した（表 1）。こうした結果は、男子の COP 動揺のほうが、スペクトルの広がりが大きく、かつ高周波の揺れが大きいことを意味するものと思われる。また、 $MVELO$ 、 $MVELO_{AP}$ を除き、これらの指標はいずれも筋量との間に有意な相関がみられなかった指標である点も興味深い。表 2 が示すように、サンプル数が男子塾生の約 2 倍いる上、MV-PLA の分散はほぼ男子と等価であったにも関わらず、女子塾生においてはすべての指標で MV-PLA との間に有意な相関が検出されなかった。このことから、女子に関しては、筋量は静的立位姿勢保持時の動揺量に影響せず、従って、いくつかの COP 動揺指標で観察された性差は、筋量に起因するものではないことが示唆される。女子の平衡機能の個人差の規定因子に関しては、脂肪量や骨盤の広さなどの形態的な特徴の差異も示唆されるが、これらはいずれも推測の域を出ず、今後更なる検討が必要であろう。

まとめ

本研究は、本塾塾生の平衡機能の特性を探るべく、Prieto et al. (1996) に則り、さまざまな指標で塾生の COP 動揺を定量的に評価した。加えて、これら指標と、静的姿勢保持の主働筋群である足関節底屈筋群の筋量との関係性についても検討した。その結果、 $MDIST$ や $MVELO$ などの COP 動揺の揺れの大きさを評価する指標において、本塾塾生は Prieto et al. (1996) の若齢群よりも高値を示した。また、動揺の周波数特性や開閉眼条件

間の差異に着目すると、随所で Prieto et al. (1996) の高齢群と似た傾向をとることが分かった。このことは、本塾生の平衡機能の低さを示唆するものである。一方、シミュレーションを用いた先行研究の結果 (Masani et al. 2003; Masani et al. 2006; Maurer et al. 2005) との対比から、静的立位の制御にはとくに速度情報が重要であり、位置情報優位の制御を行っている被検者ほど動揺量が増えることが示唆された。さらに、筋量と各指標との一次回帰分析より、男子塾生においてのみ、RD、AP 系列における COP の揺れの大きさと筋量との間に負の相関関係が見出された。このことから、少なくとも男子塾生においては、筋量が平衡機能の個人差の一因となる可能性が示唆された。一方、女子に関しては、筋量が平衡機能の個人差を規定する因子でないことが示唆された。今後は、本研究で観察された男女差のメカニズムの解明に取り組むとともに、女性の平衡機能の個人差の要因についてより詳細に検討していくことが必要となるであろう。こうした研究を積み重ねていくことが、将来的には、個々人の特性に合わせた平衡機能向上のための運動プログラムの開発につながるものと考えられる。

付 録

静的立位の力学

重心動揺検査で用いられる COP 動揺は、COM の動揺とは正確には一致しない。基礎研究においては古くから両者の区別は明確であるが (e.g. Gurfinkel 1973; Caron et al. 1997)、臨床研究では両者の区別が明確になされていない傾向にある。本項では、静的立位の力学を付記し、両者の相違を明示する。

ヒトの静的立位は、しばしば倒立振子でモデル化される (図 3)。系の運動方程式は、

$$I\ddot{\theta} = mgh \sin \theta + T + \varepsilon \quad (25)$$

と書ける。ここで θ は動揺角度、 m は身体重量、 I は身体慣性モーメント、 h は足関節からの COM 変位、 g は重力加速度、 T は足関節トルク、 ε は微小な雑音である。COM が足関節より前方に位置するために、後方向きの足関節トルクが常に身体を保持している (Smith 1957)。従って、静的立位中には足関節背屈筋群の活動は小さく、足関節底屈筋群が主に活動しており、故に、倒立振

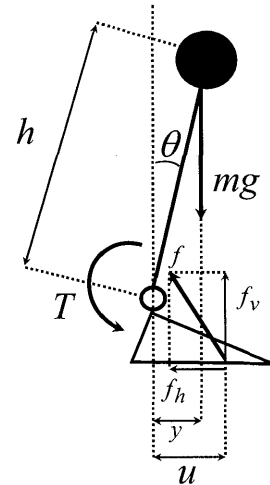


図 3. 倒立振子モデル. 詳細は本文に詳しい。

子でモデル化される静的立位においては、腓腹筋やヒラメ筋に代表される足関節底屈筋群が主働筋群であるといえる。

足関節トルクについては以下の近似が成り立つ。

$$T + f_v u \approx 0. \quad (26)$$

ここで、 f_v は床反力垂直成分、 u は COP の位置である。さらに、静的立位中には、 $f_v \approx mg$ と近似できるので、COP 位置は足関節トルクとほぼ比例する変数であることが分かる。

式 (25) (26) より、

$$u \approx y - \frac{I}{mg} \ddot{\theta} \quad (27)$$

を得る。ここで y は COM の位置である。COP 位置と COM 位置は、静的平衡条件下、すなわち右辺の慣性項が 0 の場合では一致するが ($u = y$)、立位中には、足関節トルクの過不足により、COP は瞬時平衡点 ($u \neq y$) から偏倚する。この足関節トルクの過不足が COM の加速度 ($\ddot{\theta} \neq 0$) を生じさせる。従って、COM と COP はこの慣性項の分だけ異なる。言い換えれば、立位姿勢の制御機構とは、足関節トルクの過不足を増減して足関節トルクを COM 位置に適したものにすること、あるいは COP と COM を一致させること、と言い表すことができる。

引用文献

- Abe T, Kondo M, Kawakami Y, Fukunaga T (1994) : Prediction equations for body composition of Japanese adults by B-mode ultrasound. *Am J Hum Biol* 6 : 161-170.
- Caron O, Faure B, Breniere Y (1997) : Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *J Biomech* 30 : 1169-1171.
- Fitzpatrick R, Rogers DK, McCloskey DI (1994) : Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J Physiol* 480 : 395-403.
- 五島桂子 (1985) : 重心動揺検査の検討—コンピュータ分析における検査項目と正常域—. *Equilibrium Res* 45 : 368-387.
- Gurginkel EV (1973) : Physical foundations of the stabiography. *Agressologie* 14 : 9-14
- 今岡 薫, 村瀬 仁, 福原美穂 (1997) : 重心動揺検査における健常者データの集計. *Equilibrium Res (Suppl 12)* : 1-84.
- 丸田和夫, 白倉卓夫, 丸田外美江, 関本 守 (1984) : 重心動揺測定による脳卒中片麻痺患者の平衡機能障害に関する検討. *理・作・療法* 18 : 195-200.
- 政二 慶, 阿部匡樹 (2005) : バイオメカニクス的手法を用いた静止立位制御機構の解析. *バイオメカクス研究* 9 : 10-17.
- 政二 慶, 神崎素樹, 白澤葉月, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫 (2004) : 測定変量の定常性と再現性の観点から見た重心動揺指標の検討. *バイオメカクス研究* 8 : 150-162.
- Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D (2003) : Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol* 90 : 3774-3782.
- Masani K, Vette AH, Popovic MR (2006) : Controlling balance during quiet standing : Proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments. *Gait and posture* 23 : 164-172.
- Maurer C and Peterka RJ (2005) : A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *J Neurophysiol* 93 : 189-200.
- Mauritz KH, Dichgans J, Hufschmidt A (1979) : Quantitative analysis of stance in late cortical atrophy of the anterior lobe and other forms of cerebellar ataxia. *Brain* 102 : 462-482.
- McIlroy WE and Maki BE (1997) : Preferred placement of the feet during quiet stance : Development of a standardized foot placement for the balancing test. *Clin Biomech* 12 : 66-70.
- 宮谷昌枝 (1999) : 超音波法およびインピーダンス法による骨格筋体積の測定に関する研究. 平成11年度東京大学大学院総合文化研究科生命環境科学系修士論文.
- 文部科学省 (2006) : 平成17年度体力・運動能力調査報告書 (URL : http://www.mext.go.jp/b_menu/toukei/001/index22.htm).
- 小田俊明, 千野謙太郎, 栗原俊之, 川上泰雄, 金久博明, 福永哲夫 (2002) : 足関節における柔軟性と下腿三頭筋の機能的・形態的特性との関係. *トレーニング科学* 13 : 157-166.
- Prieto TE, Myklebust JB, Myklebust BM (1993) : Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly : A review. *IEEE Trans Rehab Engng* 1 : 26-34.
- Prieto TE, Myklebust JB, Hoffman RG, Lovett EG (1996) : Measures of postural steadiness : differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Engng* 43 : 956-966.
- Sahlstrand T, Ortengren R, Nachemson A (1978) : Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 49 : 354-365.
- Schultz AB, Ashton-Miller JA, Alexander NB (1997) : What leads to age and gender differences in balance maintenance and recovery? *Muscle & Nerve* S5 : S60-S64.
- Smith JW (1957) : The forces operating at the human ankle joint during standing. *J Anatomy* 91 : 545-564.
- Thysen HH, Brynskov J, Jansen EG, Munster-Swendsen J (1982) : Normal ranges and reproducibility for the quantitative Romberg's test. *Acta Neurol Scand* 66 : 100-104.
- 山本昌彦 (2001) : 重心動揺検査の実際. *Medical Technology* 9 : 105-110.
- Yoshitake Y, Shinohara M, Kouzaki M, and Fukunaga T (2004) : Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. *J Appl Physiol* 97 : 2090-2097.

助 成

本研究は、平成18年度・19年度文部科学省科学研究費（若手研究(B)）ならびに平成18年度慶應義塾学事振興資金（共同）の補助によって執り行われた。