

身体動揺の測定条件に関する方法論的研究

Methodological Studies on Measurement Conditions of Body-sway

林 文代

【要 約】 The ability to control the upright posture is unique function of humans. This ability function manifests as body-sway and is measured as the movement of the center of gravity. In this paper, for the basic conditions for measurement were examined. Movement of the center of gravity was measured using a strain gauge-platform system.

From the experimental results, the following conditions for a stable state of body-sway were proposed ; standing for less than 3 minutes, open eyes, and about a 45° foot angle. It is desirable that the body-sway when the subject's eyes were closed be measured within 29 seconds after the eyes are closed.

【キーワード】 身体動揺 (Body-sway), 重心移動 (Movement of the center of gravity),
測定条件 (Measurement Conditions)

I はじめに

ヒトは哺乳類に属する一種族であるため、哺乳類共通の生体现象がある。脈拍、呼吸、体温、血圧などがそれである。これらの生体现象を看護領域ではバイタル・サインとして伝統的に計測してきた。

ヒトを他の哺乳類と区別するもっとも著しい違いは直立姿勢である¹⁾。また、直立と二本足歩行により、手は抗重力の仕事から開放され、脳からの刺激を受けてただちに作業ができるようになった。そのため大脳の発達が促された。²⁾ このように、ヒトは哺乳類共通の生体機能があると同時に、ヒト特有の生体機能も合わせ持つ。そのため、ヒトのバイタル・サインの測定においては、哺乳類共通の植物機能面ばかりではなく、ヒト特有の機能の1つである直立姿勢制御状況を測定することには意義がある。

従来は、直立姿勢制御の状況はRomberg試験のように制御破綻を疾病症状の1つとして質的に認知する

にとどまっていた。直立姿勢の維持は、深部感覚、皮膚感覚、視覚、平衡感覚からの情報を入力とし、それが中枢神経系で情報処理され、その結果の出力にしたがって身体部分の筋群が協働して作動することによる制御でなされている。この制御の調節域は身体動揺としてあらわれる。この制御回路のいずれかの部位になんらかの機能変動が生ずれば、調節閾の変化を生じ、身体動揺の度合が異なってくる。

ヒトは足蹠の支持面が身体に比べて小さく、物理的に不安定な形態となっている。そのため、直立位姿勢をとる場合、身体に動揺が生ずる。しかし、健常者の場合には動揺は一定範囲であり、転倒することなく立ち直り反射により、比較的安定して起立しておれる。³⁾ 立ち直り反射の中枢には大脳、小脳、脳幹が関係しているため、情報の入・出力回路と共に広域の情報処理系部位の状況が身体動揺に投影される。直立位姿勢制御の破綻を疾病症状として認知するのみでなく、人体に常在する機能を把握するという立場から、身体動揺

の状況はバイタル・サインとしての価値は高い。

最近、身体動揺を重心移動として連続測定し、数量的把握がなされるようになったので⁴⁾、バイタル・サインとしての意味が検討されてきている。すなわち身体動揺に関連する生体要因の検討⁵⁾や看護領域への応用の検討⁶⁾などがなされている。しかし、これらの研究成績は測定条件が異なるもしくは不詳のため相互比較を困難にしている。ヒトの生体機能測定法について解説した著書⁷⁾の中にも身体動揺は取り上げられているが、測定条件が測定値に与える影響や測定上の留意事項に関しては詳述されていない。

著者は測定条件について要因毎に取り上げ検討し、その成績をすでに報告してきた。本報においては、これまで集積してきた自家実験を基に、身体動揺の安定した測定値を得るための基本的な測定条件を検討し、その結果を体系的に論述することにした。

II 方 法

1. 測定装置

身体動揺を客観的に把握するために、頭部や腰部の動揺を記録し、それを加速度分析することがなされてきた^{8~11)}。しかし、この方法では測定技術が一般化されにくかった。近年では、重心移動の測定機器が開発され、それにより身体動揺が把握されるようになった⁴⁾。

本報で用いた重心移動測定装置はNEC三栄製1G02型平衡機能計である。同計は、検出台、座標変換装置、感度補正装置の3部よりなる。検出台は一辺66cmの正三角形で、3頂点下に圧縮形加重計が装置され、台上の被測定者の重心移動による加重力変化に比例し

た信号を得るようになっている。検出台3頂点からの信号は座標変換装置による自動演算でX軸、Y軸成分別の信号に変換される。

すなわち、図1に示すように正三角形の検出台中央(O)に直立した人体の重心点が(X, Y)に移動し、Wの加重を与えたとする。その際 P_1 、 P_2 、 P_3 の圧縮形加重計の出力からX方向、Y方向の出力 P_x 、 P_y は次式により得られる。

$$P_x = W_x = (a + b) \cdot 1/\sqrt{3} \cdot (P_1 - P_2)$$

$$P_y = W_y = (a + b) (P_1 + P_2) - aW$$

なお、 $W = P_1 + P_2 + P_3$ であるから、

$$P_y = (a + b) (P_1 + P_2) - a(P_1 + P_2 + P_3)$$

となる。すなわち、重心の水平面への投影座標は、3頂点に加えられた重力と人体の体重との関数で得られることになる⁴⁾。

X軸、Y軸記号は200mv/10kg・cmになるよう増幅された後、身長、体重により補正され、データーレコーダーに送られる。

2. 表示指標

1) 重心移動軌跡図

データーレコーダーに収録された記号は、XYレコーダーにより一定時間内の重心移動軌跡として示される。その1例を図2に示した。この軌跡図を基に、平衡機能障害患者の中枢障害部位別³⁾に、また迷路障害の病型別¹²⁾に動揺の型が分類された。これらは軌跡図のパターン認識による質的判定であり、疾病病状の判別であった。

身体動揺はヒトの姿勢制御の状況が投影された常在機能であるから、それをバイタル・サインとして表示

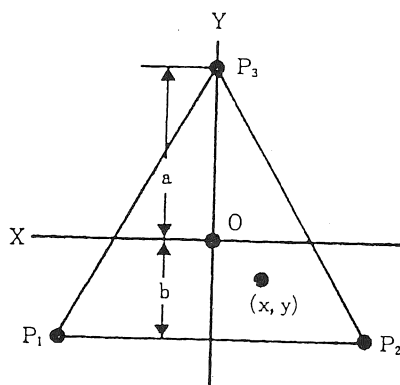


図1. 正三角形検出台を用いた重心移動の計測
注：中心点Oから(X, Y)点への重心移動は P_1 、 P_2 、 P_3 からの出力からX, Y方向の出力に換算した。



図2. 重心移動軌跡図の1例

するためには数量化が必要となる。これに関して、軌跡図上、一番外側の軌跡で囲まれた面積を求める方法^{13~15)} や囲まれた面の幅を求める方法¹⁶⁾ がとられた。これは身体動揺の広さを表している。しかし、これらの方法では一定面積もしくは幅の中に描かれている軌跡の密度は表現されていない。これに対して、一定時間内に描かれた軌跡の長さを求めることが提案され³⁾、身体動揺の大きさが表現されるようになった。

2) 重心移動軌跡距離

重心移動軌跡距離は測定時間内の移動様相、すなわち、XYレコーダー記録図形でいえば、広さの最大値のみならず最大値で囲まれた図形内の軌跡の動きを長さとして表示することになる。したがって、図形面積等の最大値の情報も含み、さらに最大値以内の軌跡の様相をも内包した総合的な情報である。したがって、本報においては、これを1つの指標として採用した。

磁器テープ収録データをX軸Y軸成分別にNEC三栄製7S06型プロセッサに入力し、重心移動軌跡距離を下記式により自動演算させた。すなわち、

$$L = \int \left(\sqrt{\left(\frac{dx}{dt} \right)^2 + \left(\frac{dy}{dt} \right)^2} \right) dt$$

ただし、dx：X軸成分、dy：Y軸成分とする。表示指標の単位はcmで表される。

3) 周波数帯域成分別振幅

一方、XY記録図形をみると、大きい緩やかな動きの軌跡と小さい速い動きの軌跡が複合して図形を形成していることがわかる。すなわち、身体動揺には周波数帯域成分別振幅の情報が含まれている。正常者についての身体動揺周波数は、時田は0.3Hz、0.6Hz、1.0Hzの揺れが多いとし³⁾、大西は0.06~3.8Hz¹⁷⁾、Kapteynらは0~25Hz¹⁸⁾、田口らは1/60~3Hz¹⁹⁾、松岡は0.3~2.0Hz²⁰⁾としている。これら報告を総合すると、動揺の周波数は0~25Hzの広帯域にあり、その中で数Hz以下が主成分であることが推定される。これを脳波分析にならって、一定時間内波数もしくは周波数帯域成分別出現頻度として求めることがなされることがある。しかし、これによると振幅に関する情報が捨棄されてしまう。

これに関してX軸Y軸成分別波形をオシログラフに描かせ、波形の山と谷との落差を振幅として計測する方法や一定時間内の波数^{3, 10, 20~22)}で表示する方法がとられている。これらの方法では読みとるための一

定時間間隔により標本数が変わるので、総和値が増減することになるこの問題を解消するためには振幅を標準偏差で表示することで解決できる。

本報では周波数帯を大まかに区分し、区分毎の振幅を標準偏差で表示する方法をとった²³⁾。X軸・Y軸成分別波形をオシログラフに描き、それぞれの曲線から次のようなsamplingをおこない、標準偏差を求め、両軸のその和で表した。すなわち、低周波数帯域成分の動揺はsampling intervalを1秒として1分間のsamplingをおこない、60標本の標準偏差を求めた。中周波数帯域成分の動揺の指標はsampling intervalを0.2秒として3秒間samplingをおこない、1分間20区間を計測するので300標本の標準偏差を求めた。高周波数帯域成分の動揺指標はsampling intervalを0.05秒とし、0.2秒間のsamplingをおこない、その区間を10秒間隔にとって1分間6区間としたので30標本の標準偏差を求めた。オシログラフ上波形から低・中・高の3周波数帯域別成分の動揺のsamplingの仕方を図3に例示した。

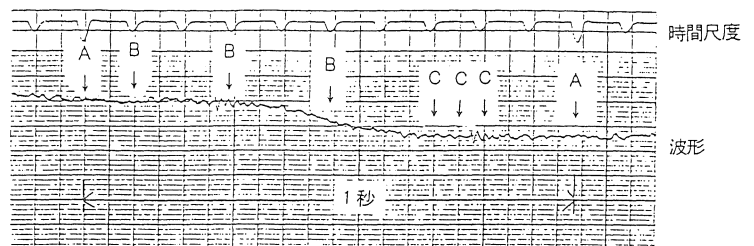


図3. オシログラフ上の重心移動波形から周波数帯域別標本を抽出する例示

注：A・・・低周波数帯域動揺の標本、1秒間隔

B・・・中周波数帯域動揺の標本、0.2秒間隔

C・・・高周波数帯域動揺の標本、0.05秒間隔

各周波数帯域別標本の標準偏差はcm/体重10kgで表した。

以上のように、本報では重心移動軌跡距離および低・中・高周波数帯域別動揺の標準偏差を、測定条件検討の表示指標とした。

III 成績および考察

1. 起立時間の影響

健康な19~51歳の男女21名を被験者とし、検出台上に13分間起立させ、重心移動を計測した²³⁾。起立時は両足踵を接し、足尖部を扇形に約60°開いた足位とし、

両上肢を上軀幹側方に力を抜いて垂れ、上体を直立する姿勢をとらせた。被験者の目の高さで約1 m前方に、白地に2.5×2.5cmの黒十字指標を置き、注視させた。各被験者共に日を異にして2回測定した。

各人の重心移動軌跡距離の13分間累積値から1分間平均値を求め、これを100とし、起立後経時的各1分間値を指数化した。各人各時点の指数を被験者全員について平均し、経時変化として図4に示した。起立当初1分間の指数を基準にして、2分目以降の変動を検討した。その結果、起立3分目以降より指数値が有意な上昇を示した。

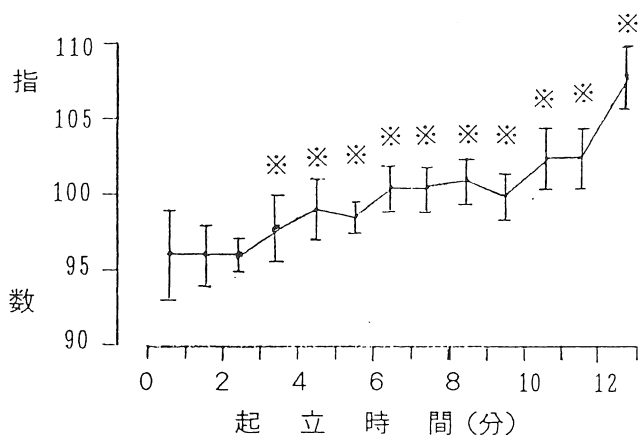


図4. 起立時間推移に伴う重心移動軌跡距離の変化
注：※ $P < 0.05$ (当初1分間値を基準として)

指数だけではなく、各人の体重を60kg、身長を160 cmとした場合に換算した動揺の実距離をcmで表した。この実距離3分間値について変動係数を求めると、37.2%であり、この程度の個人差のあることが認められた。また、測定日を異にする2回の測定値の同一被験者間相関係数は0.86であり、0.1%以下の危険率で有意であった。

一方、各周波数帯域別動揺の標準偏差の経時変化においても、起立3分までは当初値との間に有意の差はなかった。また、3分間変動係数は30.0~40.7%の範囲にあった。2回目の測定値間相関係数は、低周波数帯域動揺で0.91、中周波数帯域のそれで0.93、高周波数帯域のそれで0.86であり、いずれも0.1%以下の危険率で有意であった。

以上の成績を総合すると、以下のような結論を導くことができる。

① 身体動揺には起立時間の影響が認められる。し

たがって、測定値を表示するに当たって測定時間の明記は必須である。

② 起立3分以内の動揺はそれ以降より安定している。また、再現性も高く、適当な個人間差を表現し得る。

身体動揺をみる場合、International Society of Posturographyでは測定時間として50秒を推奨している⁷⁾。したがって、本報提案の3分以内は安定した値を得る最大限界時間と考えておくのが妥当である。

2. 視覚情報の影響

直立位姿勢は視覚、深部感覚、平衡感覚などからの入力情報の統合に基づいて制御されている。視覚情報を遮断した場合には入力情報の1つが欠落することになるので、新たな姿勢制御条件を生体内に設定する必要がある。この状況を観察するため、以下の実験をおこなった。

1) 短時間内の開・閉眼繰り返しによる影響

健康な19~51歳の男女21名を被験者とし、開眼30秒ー閉眼30秒の3回の連続繰り返しをおこない、3分間の身体動揺を計測した。開閉眼は検者の合図にしたがっ

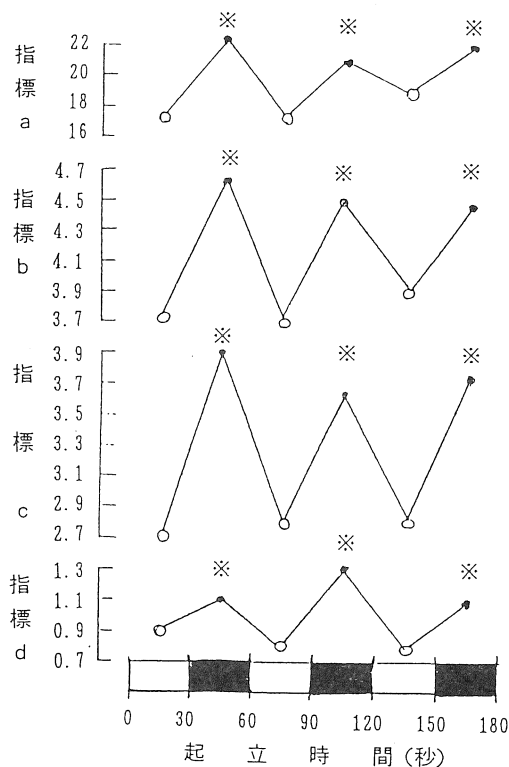


図5. 30秒間開閉眼繰り返しによる各指標値の変化

注：□ 開眼条件 ■ 閉眼条件
指標a・・・重心移動軌跡距離 (cm/30 s)
指標b・・・低周波数帯動揺成分 (mm)
指標c・・・中周波数帯動揺成分 (mm)
指標d・・・高周波数帯動揺成分 (mm)
※・・・ $P < 0.05$ (直前開眼時に比して)

て、被験者の開閉眼筋運動によりおこなった。その他の条件は前項に記した測定条件と同一である。

各指標のそれぞれの30秒区間値を図5に示した。すなわち、いずれの指標値も開眼時に比して閉眼により有意な増大が認められた²⁴⁾。この成績は田口²⁵⁾、田口ら^{13,28)}、松岡²⁰⁾、時田²⁷⁾、山本^{28,29)}、山本ら³⁰⁾の報告と一致していた。

閉眼時動揺増大は中周波数帯域成分において特に著明であった。これはKapteyn¹⁸⁾の成績と同様であった。

2) 閉眼直前の身体動揺状況と動揺増大との関係

閉眼直前の重心位置および重心移動の方向が閉眼時動揺増大へ与える影響を検討するため以下の実験をおこなった。健康な19～51歳の男女78名を被験者とした。開眼45秒－閉眼90秒の身体動揺を計測し、開および閉眼時30秒間の軌跡距離を求めた。閉眼直前の重心位置と重心の移動方向は、開眼時のX軸Y軸成分別記録を基に判定した。すなわち、閉眼直前の重心位置については、座標原点を中心として動揺の1標準偏差以内か以外か、閉眼直前の重心移動方向については、座標原点の方向に向かっているか遠ざかっているかを判別した。

その結果、閉眼による動揺増大程度に対しては、閉眼時重心位置は影響を与えていなかった。しかし、閉眼時重心移動方向が原点に向かっている場合に比べて、遠ざかっていく場合には動揺の閉眼増大が有意に大であった³¹⁾。

3) 比較的長時間閉眼による影響

閉眼による視覚情報遮断後に、視覚情報を除く入力情報の下で築かれる新たな姿勢制御の再建状況を観察しようとする実験である。健康な21～51歳の男女28名を被験者とし、開眼45秒－閉眼90秒－開眼45秒計3分間の身体動揺を計測した。その他の条件は前項に記した測定条件と同一である。

各指標のそれぞれの30秒区間値を図6に示した。閉眼当初30秒間では各指標ともに有意な増大を示した。しかし、閉眼を継続していても軌跡距離および低周波数帯域動揺振幅は次の30秒値になれば低下し、順応がみられた。ただし、中周波数帯域動揺振幅の増大は続いていた。

4) 閉眼順応時間

前項でのべたように、比較的長時間閉眼を続けると順応現象が見られる。すなわち、閉眼により身体動揺

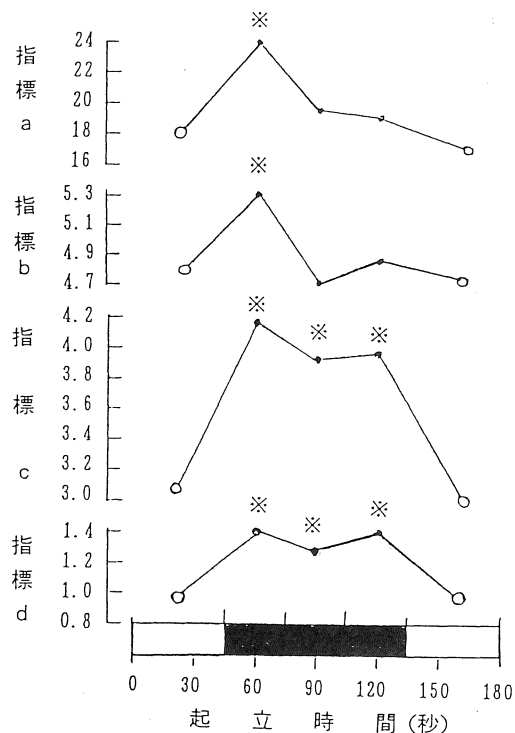


図6. 90秒間連続閉眼による各指標値の変化

注：□ 開眼条件 ■ 閉眼条件
 指標 a . . . 重心移動軌跡距離 (cm/30 s)
 指標 b . . . 低周波数帯動揺成分 (mm)
 指標 c . . . 中周波数帯動揺成分 (mm)
 指標 d . . . 高周波数帯動揺成分 (mm)
 ※ . . . $p < 0.05$ (初期開眼時に比して)

は増大するが、そのままの状態が継続しているのではなく、一定時間後には開眼時と同様な動揺様相となる。これは閉眼により入力情報の一部が欠落するために姿勢制御に一時混乱が生じるが、他の入力情報に基づいて制御が再建されていくことを示している。この中枢における順応は、中枢機能の一部を投影したバイタルサインといえる。

前項で測定した閉眼時の軌跡距離の収録データを用いて、次のような検討をおこなった。すなわち、閉眼後に一旦増大した身体動揺が旧に復するまでの時間(順応時間)を次の手順で計測した。図7の如く軌跡距離は演算結果を累積結果としてXYレコーダー上に描記し得る。閉眼前の開眼45秒間の累積軌跡距離の傾向線をaを経時的に想定しておく。閉眼により累積軌跡距離は傾向線をaをはずれ大きな上昇曲線となる。この急増傾向線bを経時的に想定する。閉眼増大した累積軌跡距離はやがて傾向線bからはずれて傾向線aと平行する線をたどる。閉眼時点から累積軌跡距離が傾向線bをはずれるまでの時間を順応時間とした²⁴⁾。

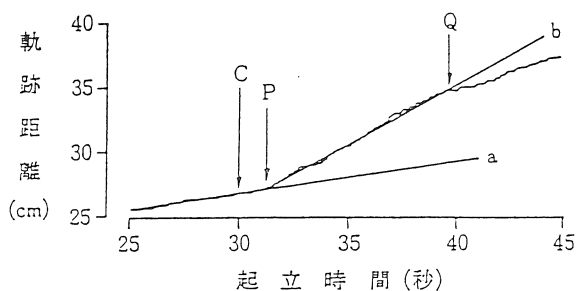


図7. 両眼閉眼時の重心動揺累積軌跡図による潜伏時間および順応時間計測例

注：A……開眼時の身体動揺の累積軌跡距離傾向線
 B……閉眼初期の身体動揺の累積軌跡距離傾向線
 C……閉眼時点
 P……閉眼による動揺増大がおこった時点
 C～P……潜伏時間
 Q……閉眼による動揺増大が開眼時動揺水準へ復帰しはじめる時点
 C～Q……順応時間

順応時間は、29秒以内に試行の88%が入った²⁴⁾。この成績は20秒を経るといったん増大した軌跡距離が減少して安定するとした田口ら²⁵⁾の報告に近似するものであった。

したがって、閉眼時の身体動揺測定は順応の時間的關係を組み入れた測定デザインとすべきである。

5) 片眼閉眼の影響

片眼閉眼をおこなっても視神経交叉によって平面的視覚映像は両眼視の場合と異なることはない。しかし、両眼視と同じ映像を認知するためには中枢における情報処理機能には変化が要求されると思われる。また、片眼の場合には利き目の問題³²⁾も検討しなければならない。

19～51歳の健康な男女15名を被験者とした。被験者はParsonのManuscope検査³²⁾ですべて右利き目であった。両眼の閉眼実験は、開眼30秒－閉眼60秒とした。片眼閉眼実験は、開眼30秒－片閉眼30秒－開眼30秒－他側片閉眼30秒とした。同一被験者につき2回測定し、第1回目測定と第2回目測定とでは最初に閉じる片眼を反対側にした。

両眼閉眼時の身体動揺増大に比し片眼閉眼時のそれは有意に小であった。また、片眼閉眼時の軌跡距離は開眼時のそれとの間に有意な差はなかった。また、片閉眼の場合の左右差はみられなかった³³⁾。したがって、姿勢維持機能への視覚遮断のimpactは両眼閉眼時に比べて片眼閉眼時は小であるといえる。杉江³⁴⁾によ

ると、重心線の面積が開眼時に比べ両眼閉眼時では約10倍、片眼閉眼では2～3倍の増大であったとしている。この成績は本報成績と近似している。

6) 注視指標形状の影響

検出台上にて被験者に直立位をとらせる際、眼の前方約1 mに注視させる指標を置いている。その指標を次の2様とした。その1つは、白地に幅1 mm、長さ2.5 cmの黒線を直交させて十字を描き、その交点を注視させる場合である。いま1つは、白地に幅4 mmの黒線で直径20 cmの円を描き、円内を漠然と見させる場合である。足位は前項同様とし、測定は45秒間とした。健康な18～52歳の男女21名を被験者とした。その結果、重心移動軌跡距離および動揺の各周波数帯域別振幅の標準偏差のX軸およびY軸の和には指標形状による差異はみられなかった³⁵⁾。

3. 足開角度の影響

測定時に直立位をとった際の足開角を異にする条件を設定し、さらに視覚情報入力の有無の条件を組み合わせる重心移動を測定し、検討した³⁶⁾。このように足開角条件の影響を系統的に検討した報告はみあたらない。

健康な18～52歳の男女21名を被験者とした。平衡機能計の検出台上に0° 30° 60° 90°の足開角となる線を描いておき、被験者は両足の踵を接して両足の内側をこの線にそわせて直立位を取らせるようにして、4つの足開角条件を設定した。この4条件を無作為な順序に割り当てた。1つの条件における測定は、開眼45秒－閉眼45秒間とした。重心移動軌跡距離、前後動および左右動別に低・中・高周波数帯域別成分の動揺振幅の標準偏差を計測した。

1) 足開角度別重心移動軌跡距離

開眼時の足開角条件別の重心移動軌跡距離を図8に示した。重心移動軌跡距離は、足開角30°および60°の条件で小さく、0°および90°で大であった。閉眼時においてもこれと同様な成績であった。足開角0°と60°の場合を比較した田口ら²⁶⁾の成績と本報のそれとは同じ内容であった。

本研究に先立っておこなった予備調査では、直立位をとらせた場合に、被験者が無意識に取る足開角は30°～60°の間にあった。その際30°を取らせた場合には主観的に「すこしせますぎる」と応答し、60°を取らせた場合には「少し開きすぎる」と述べる例が多

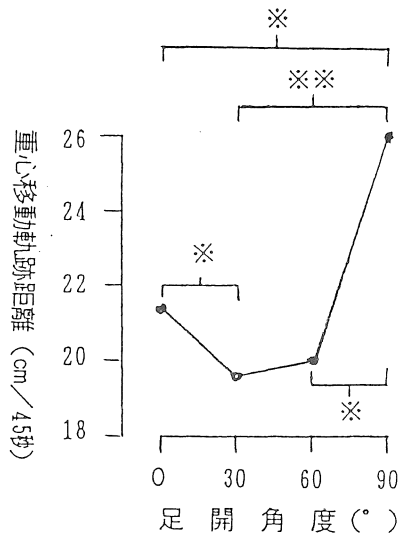


図8. 開眼条件での足開角度別
重心移動軌跡距離

注: ※・・・ $P < 0.01$
※※・ $P < 0.001$

かった。したがって、普通の足開角で直立位を取らせると45°前後の足開角となる。

石井³⁷⁾は踵をつけた時のつま先の開角度と足蹠基底面積との関係を検討している。その成績によると、開角度が80°の場合に基底面積が最小となっている。したがって、基底面積のみが動揺に影響する要因ではない。

2) 足開角度と動揺の方向

足開角0°では左右方向の動揺が、90°では前後方向へのそれが大であった。これは開眼時閉眼時いずれにおいても認められた。

足蹠基底面積は足長、踵中心点間距離および足先点間距離によって構成される台形面積である。足開角別の台形の形状をみると、0°の場合には台形の横幅が狭くなり、身体動揺の左右動の支持幅が小となる。これに対して90°の場合には台形高が小となり、前後動の支持幅が小となる。そのため、左右動では足開角0°が最大値、前後動では足開角90°が最大値を示したものである。

Romberg姿勢、すなわち、足開角0°について検討した森戸⁸⁾、羽柴ら³⁹⁾、米田ら⁴⁰⁾の成績と一致するものであった。

以上を総合すると足開角が身体動揺に影響することを明らかにし得た。測定手技としては、足開角を一定にすべきである。特殊目的がないかぎり足開角45°前後が最も安定した測定値を得ることができる。

IV 結 論

ヒトの直立位姿勢制御の状況を重心移動として測定する際の基本的測定条件を検討した。重心移動はstrain gauge-platform systemを用いて測定した。検討した条件は起立時間、視覚情報および足開角である。

以下の結果が得られた。

- 1) 身体が動揺は起立3分以後有意に増大した。
- 2) 開眼時に比して閉眼時の身体動揺は有意に増大した。この増大は動揺の中周波数帯域において著明であった。また、増大した動揺の前後動および左右動共にみられた。
- 3) 閉眼によりいったん増大した動揺は、閉眼を続けると閉眼後29秒以内に開眼時レベルに復帰し始めた。
- 4) 足開角30°もしくは60°の身体動揺に比べて、0°もしくは90°の動揺は有意に大であった。足開角0°においては左右動、90°においては前後動が著明に大であった。

以上の結果から、身体動揺の安定した状態を得るためには、3分以内の起立、開眼および約45°の足開角の測定条件が妥当である。閉眼時身体動揺を得ようとするならば、閉眼後29秒以内に測定することが望まれる。

〔文 献〕

- 1) 安田徳太郎：人間の歴史1，光文社，東京，1960
- 2) 渡辺 俊男：人間は直立することによって人間になった，人間のはなしⅢ，佐藤方彦・編，p.169～174，技報堂，東京，1986。
- 3) 時田 喬：身体平衡のアプローチ，交通医学，30，393～401，1976。
- 4) 木村 雄治：からだの「ゆれ」の測定，電子医学，15,55～71,1972。
- 5) 林 文代，松井 清夫，滝川 寛，渡辺 瑞代，坂本 弘：身体動揺と関連する正体側要因についての予備検討，三重医学，27，172～177，1983。
- 6) 松永 容子，福田 峰子，天野 瑞枝，伊藤小百合，渡辺トシ子：青年健常者の重心移動計測とその検討，日本公衛誌，43(10)，特別付録，69，1996。
- 7) 日本生理人類学会計測研究部会編：人間科学計測ハンドブック，p.47～48，技報堂，東京，1996。

- 8) 執行 英毅：姿勢の安定性に関する力学的研究，耳鼻臨床，51, 907～950, 1958.
- 9) 北原 正章：頭部動揺の加速度成分に関する基礎的研究，耳鼻臨床，52, 1044～1064, 1959.
- 10) 宇野 良二：平衡機能の年齢的変遷に関する研究，耳鼻臨床，56, 68～86, 1963.
- 11) 北原 正章，佐藤利子：加速度記録図の臨床的应用，耳鼻臨床，57, 56～63, 1964.
- 12) 時田 喬：起立姿勢維持における迷路の働き，神経進歩，18, 728～737, 1974.
- 13) 田口喜一郎，依田美千穂：重心移動分析法，日耳鼻，79, 1557～1589, 1976.
- 14) 松永 亨，宮本 浩明，稲留 欣一，酒井 国男：平衡機能検査法としての反復誘発筋電図法と重心動揺計による立直検査，耳鼻臨床，64, 1307～1318, 1971.
- 15) 武谷 力：重心計を用いた人体の身体動揺に関する研究，耳鼻と臨床，22, 608～621, 1976.
- 16) 時田 喬，松岡 豊彦，早野 洋司，田口 拓雄，島田 六郎：頭部並びに重心動揺記録計による立直り反射検査，耳鼻臨床，65, 443～456, 1972.
- 17) Onishi, N.: Frequency analysis of body sway in the erect position with special reference to fatigue of the lower limbs, Proceeding of the 16 International Congress on Occupational Health, 428～430, 1969.
- 18) Kapteyn, T.S. and Wit, G.: Posturography as an auxiliary in vestibular investigation, Acta Otolaryng., 73, 104～111, 1972.
- 19) 田口喜一郎，飯島美千穂，滝沢 正臣：重心動揺の周波数分析，耳鼻臨床，70, 825～831, 1977.
- 20) 松岡 豊彦：起立時身体動揺の定量的解析，耳鼻臨床，70, 1191～1280, 1977.
- 21) 三好 豊二：視器刺激の重心動揺に及ぼす影響，耳鼻臨床，61, 1620～1641, 1968.
- 22) 島田 六郎：中枢性めまい平衡障害例の起立時身体動揺の研究，耳鼻臨床，70, 113～1190, 1977.
- 23) 坂本 弘，松井 清夫，滝川 寛，林 文代：重心移動として求めた身体動揺度の指標化に関する研究，日衛誌，35, 821～830, 1981.
- 24) 林 文代，坂本 弘，松井 清夫，滝川 寛：視覚情報遮断の身体動揺への影響，日衛誌，37, 589～595, 1982.
- 25) 田口 拓雄：起立時身体動揺の研究，耳鼻臨床，70, 1065～1112, 1977.
- 26) 田口喜一郎，依田美千穂：重心動揺軌跡距離測定，日耳鼻，79, 835～843, 1976.
- 27) 時田 喬，宮田 英雄，藤垣 熙，永田 隆郎，小林 武，加藤 邦二，加藤 祐峰，田口 拓雄，島田 六郎，鈴木 智雄，日比 孝也：直立時の身体動揺の分析，耳鼻臨床，63, 363～387, 1970.
- 28) 山本 高司：直立時動揺と疲労，体力科学，28, 18～24, 1979.
- 29) 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.
- 30) 山本 高司，飯田 裕康：直立時動揺の定量化とその応用，労働科学，55, 205～214, 1979.
- 31) 林 文代，松井 清夫，坂本 弘，滝川 寛：身体動揺の閉眼による増大に対する閉眼時点重心状況の影響，三重医学，26, 206～209, 1982.
- 32) 小沼十寸穂：利き目の本能への序論，第2編利き目の機能について，労働科学，57, 1～9, 1981.
- 33) 林 文代，松井 清夫，坂本 弘，滝川 寛：片眼閉眼による身体動揺変化，両眼閉眼との比較，三重医学，26, 273～276, 1982.
- 34) 杉江 律：重心線移動に対する遮眼の影響，岐大医紀要，16, 255～260, 1968.
- 35) 林 文代，松井 清夫，滝川 寛，坂本 弘：視標形状が直立位身体動揺に与える影響，三重医学，28, 38～40, 1984.
- 36) 滝川 寛，坂本 弘，林 文代，松井 清夫：直立位姿勢における足開角度と身体動揺との関係に関する研究，日衛誌，38, 853～862, 1983.
- 37) 石井 喜八：姿勢研究の一の試み，構えの姿勢，体育の科学，26, 317～321, 1976.
- 38) 森戸 貞良，羽柴 基之，林 良一，三宅 影英，渡辺 悟：重心移動よりみたRomberg姿勢およびMann姿勢，姿勢研究，1, 13～19, 1981.
- 39) 羽柴 基之，向井 研，三宅 影英，林 良一，渡辺 悟：人の立位重心移動のパワースペクトルの定常性についての検討，Equilibrium Res., 41, 83～89, 1982.
- 40) 米田 敏，徳増 原二：正常人の直立時重心動揺の周波数分析 (1)，Equilibrium Res., 41, 55～60, 1982.