身体動揺方向間の相関*

三 好 豊 二, 白 戸 勝, 樋 渡 章 二**

人体直立姿勢は、高い位置に重心を有する縦長い身体が、狭い底面に支えられるという不安定な状態にあり、その平衡は、自己受容器、内耳前庭、視器よりの情報に基いて、脳幹、小脳の関与の下に、錐体外路系と錐体系により維持されて居る。従って、直立姿勢は、安定した不動のものでなく、常に、一定の範囲内で、絶えずゆるやかに揺れて居る。近年、姿勢平衡保持の研究の一環として、数理的な諸手法が盛んに採り入れられ、この身体のゆらぎ現象の分析に、成果を挙げて居る。就中、身体重心は、身体の動きを代表する点として、その動揺は、好個の対象として、色々の方面から検討されて居る。

この重心のゆらぎの軌跡は、早くより注目されて居たが³⁾、歪計や差動変圧器、X-Y レコーダー等、測定技法の発展と共に、連続的に、より詳細に検討され得る様になった¹⁾⁴⁾⁷⁾¹¹⁾。これ等の多くは、重心の支持面への垂直投影点の2次元的軌跡についての観察である。

一方、近年の身体動揺の研究は、このゆらぎの現象を、一定時間毎にサンプリングして得られた一群の測定値を、一つの時系列として、数理的に、電算機を用いて分析する方法が主流を占める様になった。従って、上記重心動揺の如き2次元的なゆらぎも、独立した2方向の成分に分けて、各々の方向について検討して居る。しかし、この2方向の間に、何らかの相関が存在するか否かを確める事は、現行の如く、各方向の分析のみで、身体平衡の状態を完全に把握し得るのか、相互関係も考慮に入れないければならないのかを、予見する為に、極めて重要である。しかしこの相互関係の有無を検討した報告は、あまり見られて居ない。

著者らは、身体動揺において、各方向の動揺の間の、相互関係の有無について検討すべく、電算機を用いて、各方向の自己パワースペクトル、相互パワースペクトル、コヒーレンス、位相を検討し、興味ある結果を得たので報告した。

研究方法

被検者は、神経学的、耳鼻科的に異常所見を認めず、骨格、筋に異常のない正常成人5名を選んだ。

*Correlation between the directions of body's sway

**Toyaji Miyoshi, M.D., Masaru Shirato, M.D. and Shoji Hiwatarhi, M.D.

**福井赤十字病院耳鼻咽喉科

身体のゆらぎにおいて、独立した2次元としては、人体の最下部の関節で、直立姿勢保持に重要と考えられる足関節の構造から考え、前後方向と左右方向の2方向を選ぶのが望ましいと考えられた。

又、検討するゆらぎの現象としては、身体全体を表わすものとして、重心の動揺を、身体各部の動揺の一つとしては、頭部の加速度を採り上げて検討した。

被検者を、アニメ社製の重心計上に、閉脚閉足して直立せしめ、共和電業製の非接着歪計型加速度計2ヶを、その感度方向が直交する様に設置したヘルメットを、その頭部に被らせた。重心計、加速度計の測定方向は、共に前後、左右方向になる様設置した。重心計と加速度計の出力は、ペンレコーダーで記録すると同時に、データーレコーダーにも記録した。テープよりの出力を、日本光電社製医用データー処理システムを用いて、コヒーレンス関数プログラムにより分析した。このプログラムは、A/D変換、パワースペクトラル・アレイ、加算平均、相互パワースペクトル、コヒーレンス、位相の各プログラムより成り立って居り、その結果を、ソニー社製表出装置4010のブラウン管上に、1、2、4本の内の任意の数のグラフとして並列して描き出す事が出来、又、X-Yレコーダー上にグラフとして、或はシリアルプリンター上に数値として描き出す事が可能である。

この装置を用いての計算の手順は、先づ上述の4現象、即ち前後方向、左右方向の重心動揺と、前後、左右方向の頭部加速度の内、任意の2現象を選んで、処理装置の入力端子に接続し、A/D変換プログラムをドラムより呼び出し、システムをスタートさせる。テープからのデーターは、両現象同時にA/D変換され、512点毎1ブロックとして、順次にカセットテープ上に書き込まれる。今回はサンプリング時間を50 msecとした。全データーの変換、書き込みが終了すると、スペクトラル・アレイ・プログラムに移る。このプログラムは、カセットテープ内のデーターを、ブロック毎に読み出し、高速フーリエ変換（以下FFTと記す）を行なって、ブロック毎の自己パワースペクトルを計算、各現象毎に、順次にブラウン管上に描き出すので、各現象毎のスペクトラルアレイが得られる（図1）。

続いて加算平均プログラムを用いるのであるが、このプログラムは、加算開始のブロック番号と、加算回数を

独立して指定し得るので、任意の箇所より、任意の数のブロックを加算平均する事が出来る。今回は、加算回数

図1 2現象パワースペクトラル・アレイ

相関を検討すべく選んだ2つの現象のパワースペクトルを、経時的に下より上に並べ、一つのブラウン管上に、並べて描き出したもので、被検者交代時のデータの継ぎ目の部分は、消去され、白い空白となつて居る。計算機のコアメモリーには、各パワーの、実数部と虚数部が、数値として記憶されて居るので、以下の計算は、それ等の数値を用いて行われる。

を5回とした。従って、5ブロック、計128秒の加算平均をした事になる。次いで、コヒーレンス・プログラムが自動的に呼び出される。プログラムをスタートさせると、上記2現象加算平均間の相互パワーと、コヒーレンス、位相が計算され、メモリー内に保持される。次いで、グラフィックディスプレイ・プログラムにより、X軸パワー、Y軸パワー、相互パワー、コヒーレンス、位相の内、任意の1、2、又は4ヶが、ブラウン管上に描き出される。このグラフは又、印画紙上にコピー出来る。又、描き出す大きさも、縦横共に2の倍数倍に拡大、縮小し得るので、倍率を一定にして、必要回描き出し、そのコピーを合成する事により、上記5現象を並列せしめる事が出来る(図2)。

相互関係は、前後方向重心動揺と左右方向重心動揺、前後方向頭部加速度と左右方向頭部加速度、前後方向重心動揺と前後方向頭部加速度、左右方向重心動揺と左右方向頭部加速度、左右方向重心動揺と前後方向頭部加速度、前後方向重心動揺と左右方向頭部加速度の6組合せについて検討した。

結 果

重心動揺の自己パワースペクトルは、最低周波数(今回は0.04 Hz) 以下にパワーのピークを示すものが多く、

図2 方向による相関の差

左図は前後、左方向の重心動揺について、右図は、左右方向での、頭部加速度と重心動揺について、上よりX軸自己パワー、Y軸自己パワー、相互パワー、コヒーレンス、位相の順に表示されて居る。各々については、本文に述べてあるが、注目すべきは、相互パワーは似て居るが、コヒーレンス、位相は全く異り、左図では相関少く、右図では高い相関を示して居る。

図3 同方向での重心と頭部加速度の相関

表示の順番は図2と同じである。X軸は頭部加速度、Y軸は重心動揺の、共に前後方向のパワーで、開閉眼共に、高い相関がコヒーレンスと位相で認められる。

図4 異方向・異現象間の相関

表示の順番は図2と同じである。前後方向の重心動揺と、左右方向の頭部加速度間の相互関係を見たもので、相互パワーは、或る程度存在するが、コヒーレンス、位相よりは、あまり高い相関は認められない。尚図2, 3, 4において横軸1点は0.04 Hzで、やや大きい印は、1.2Hz, 2.4Hz, 3.6Hz, 4.8Hzを示して居る。

周波数が増すに従ってパワーは減少し、殆どの成分が 1.2 Hz より低周波側に存在したが、一定の周波数でピークを作る傾向はなかった（図 2）。この傾向は、前後、左右の方向に共通して見られ、方向の差はあまり明瞭でなかった。頭部加速度のパワーも亦、低周波帯に主パワーを有し、低い周波数側で高く、高い周波数側へ向けて漸減する傾向を示すが、重心動揺と異り、1.2 Hz を越えて高い側にも若干の成分を有し、約 3 Hz と約 4.7 Hz にやや大きいパワーを有するものが多かった（図 4）。

相互パワーは、前後、左右方向の重心動揺間では、スペクトルが似て居る為か、両者に似た型を示すものが多かった。前後、左右方向の頭部加速度同志も同様で、その相互パワーは、両者に似た場合が多かった（図 2）。

重心動揺と頭部加速度の間の相互パワーにも、低周波側に高く、周波数が増すにつれて減少する型のスペクトルが見られた（図 2, 3, 4）。この様に、相互パワーの面より見た重心動揺、頭部加速度間の相互関係は、動揺の種類、方向に関係なく、比較的大きい値を示して居り、似たパターンを示す事が多かった。

これに引き替え、コヒーレンスは、重心動揺においても、頭部加速度においても、前後方向と左右方向の間では、各周波数について、比較的低い値を示した。又前後方向重心動揺と左右方向加速度の如く、異ったゆらぎ間でも、異方向の間では亦、各周波数で低い値を示した（図 2, 4）。これに反して、重心動揺と頭部加速度の様に、異ったゆらぎであっても、同方向のそれは、前後方向でも、左右方向でも、最低周波数附近で、やや低い傾向を示す外は、殆どの周波数において、高い値を示して居た（図 2, 3）。

位相についても、コヒーレンスと似た傾向が認められた。即ち、重心動揺においても、頭部加速度においても、前後方向と左右方向との間には、多くの周波数で、大きい位相を示した。異ったゆらぎの間でも、異った方向では、多くの周波数で、大きい位相を認めて居る。これに反し、異ったゆらぎの間でも、方向が同じ場合は、前後方向でも、左右方向でも、多くの周波数で低い値を示し、両者の間に位相差の少い事をして居る。

考 按

人体は、人間特有である直立姿勢という狭い支持面と高い重心位置を有する、物理学的に非常に不安定な状態で、一定の範囲内でゆらぎながら、平衡を保って居る。この平衡は、視覚、前庭、自己受容器よりの情報に基き、小脳、脳幹等の関与の下に、錐体外路系、錐体路系の働により維持されて居る。従って、身体動揺を分析する事により、これ等諸成分の状態が覗えるとの期待の下に、身体のゆらぎが研究の対象となり、電算機の導入と共に、種々の時系列分析的手法による検討が、盛んに行なわれ

る様になった。特に重心は、身体の動きを綜合する点として、そのゆらぎは、好個の対象として、各方面において検討されて居る。

執行は⁷⁾、重心動揺軌跡を、正円型、縦楕円型、横楕円型、多中心型に分類した。この重心動揺のパターンの研究は、時田¹¹⁾、Baron¹⁾、平沢⁴⁾も行なっているが、それらの軌跡図を見るに、正常者においては、軌跡の方向が不規則で、一定の方向に平行な軌跡が、優勢に見られるという様な事はなかった。又、Cepharogram においても²⁾、同じ現象が見られる。これ等の結果から、身体のゆらぎは、前後方向と左右方向のゆらぎの間には、相関があまりない事を示して居る様に思われる。

一方、猪飼⁹⁾も述べて居る如く、人体は決して剛体として揺れて居るのではなく、各関節部で変形しつつ、一定の範囲内で平衡を保って居るのであるから、同一方向においても、身体各部の相関は、必ずしも完全ではないものと思われる。

身体動揺における各部の相関の有無は、身体ゆらぎの分析にとって大切な問題であり、相関の度の少い場合は、一つ一つの現象の分析で充分であるが、相関の強い時は、相関そのものの検討も行なう必要がある。

2つの現象の間の相関を検討するには、相関表、相関図、相関系数、回帰直線等を求める方法があるが、2つの時系列間の場合は、相互相関関数、相互パワースペクトル、コヒーレンス、位相等を計算する事により、時間の次元も加わり、経時的な変動も検討する事が出来る。重心軌跡図は、前後方向と左右方向の重心動揺の連続的相関図であり、この図からも、両者の相関の概要が覗はれるが、先述した如く、両方向の重心動揺値間には、強い相関は認められない。

相関関数とは、2つの定常時間関数 $f_1(t)$ と $f_2(t)$ に対して、

$$\phi_{12}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T f_1(t) f_2(t+\tau) dt$$

で定義されるものであり、 $f_2(t)$ が τ 秒前の $f_1(t)$ の影響を、どの様に受けて居るかを、 τ の関数として表わしたものであり、身体動揺に関しては、時田¹⁰⁾が既に述べて居る。

相互相関関数を、フーリエ変換する事により、相互パワースペクトルが得られる。しかし、近時高速フーリエ変換⁶⁾ (FFT) が考え出されてより、相関関数からパワースペクトルを計算するよりも、時系列を直接フーリエ変換して、パワーを求める方が、手順も簡単な為、相互スペクトルも、自己スペクトルから計算する方が容易となった。著者等も、この方法を用いた訳であるが、重心動揺や、頭部加速度という、ゆらぎ現象に対し、FFT を先づ行なって、自己パワースペクトルを得た。即ち、時

系列をフーリエ変換したものを $Z(\omega)$ とすると、自己パワースペクトル $S(\omega)$ は

$$S(\omega) = E[Z(\omega) \cdot Z^*(\omega)]$$

で示される。ここに $Z^*(\omega)$ は $Z(\omega)$ の conjugation である。又、 $Z(\omega)$ は、実数部 $R(\omega)$ と虚数部 $I(\omega)$ に分けられ、

$$Z_x(\omega) = R_x(\omega) + jI_x(\omega)$$

と表わされる。従って、自己パワー $S(\omega)$ は、 x 現象と y 現象において、夫々、

$$\begin{aligned} S_{xx}(\omega) &= [R_x(\omega) + jI_x(\omega)][R_x(\omega) - jI_x(\omega)] \\ &= R_x^2(\omega) + I_x^2(\omega) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} S_{yy}(\omega) &= [R_y(\omega) + jI_y(\omega)][R_y(\omega) - jI_y(\omega)] \\ &= R_y^2(\omega) + I_y^2(\omega) \end{aligned}$$

となる。

x 現象と y 現象の相互パワースペクトル $S_{xy}(\omega)$ は、

$$\begin{aligned} S_{xy}(\omega) &= S_x^*(\omega) S_y(\omega) \\ &= (R_x - jI_x)(R_y + jI_y) \\ &= R_x R_y + j(R_x I_y - R_y I_x) - (-1) I_x I_y \\ &= (R_x R_y + I_x I_y) + j(R_x I_y - R_y I_x) \end{aligned}$$

となる。ここで

$$C_{xy}(\omega) = R_x R_y + I_x I_y \text{ が co-spectrum}$$

$$Q_{xy}(\omega) = R_x I_y - R_y I_x \text{ が quad-spectrum}$$

である。即ち

$$S_{xy}(\omega) = C_{xy}(\omega) + jQ_{xy}(\omega)$$

で示され、その振幅は

$$\bar{S}_{xy}(\omega) = [C_{xy}^2(\omega) + Q_{xy}^2(\omega)]^{1/2}$$

その位相は

$$Q_{xy}(\omega) = \tan^{-1} \frac{Q_{xy}(\omega)}{C_{xy}(\omega)}$$

である。又、コヒーレンスは、

$$R_{xy}(\omega) = \frac{|S_{xy}(\omega)|^2}{S_{xx}(\omega) S_{yy}(\omega)} \quad \dots\dots (A)$$

で定義され、相互パワースペクトル m の、正規化されたものである⁹⁾。

従って、コンピューターを用いて計算する際、先づ現象を A/D 変換して、カセットメモリーに記憶せしめる。次いで FFT を行なって、自己パワースペクトルを得、これをメモリーに順次記憶せしめる。この値を利用して、以下の計算を行なう訳であるが、今回は、1 ブロック毎の計算では、サンプルが少く、偶発現象の影響を受け過ぎたと思われるので、先づ任意の点より、相続く 5 ブロックを加算平均し、その値を基にして、以下の計算を行なった。即ち加算平均した自己パワー $\bar{S}_x(\omega)$ について $\bar{R}_x(\omega)$ と $\bar{I}_x(\omega)$ が、 $\bar{S}_y(\omega)$ について $\bar{R}_y(\omega)$ と $\bar{I}_y(\omega)$ が既に計算され、記憶されて居るので、上記の式に従って加減、乗除を行なう事により、容易に相互パワースペクトル、コヒーレンス、位相が計算される。

この計算経路で、フーリエ変換が、FFT で行なえる様になってからは、先づ相関関数を求めた後に、フーリエ変換してパワースペクトルを求める方法より、計算が簡単になり、相関関数を得たい時は、パワースペクトルから逆変換する事により、容易に得られる様になり、計算機が有効に使える様になった。

この様にして得られた重心間、頭部加速度間、或は重心と頭部加速度間の相互パワースペクトルは、その方向に関係なく、低周波に高く、周波数が増すに従って振幅の減少するパターンを示し、1.2 Hz 以上の成分は殆ど認められないものだった。

しかし、コヒーレンスでは、同方向と異方向では、全く異なる傾向を認めた。即ち、同方向間では、コヒーレンスは高く、最高値を示す周波数も多く見られたのに比し、異方向間では、重心同志、頭部同志、或は重心と頭部の間のコヒーレンスは、あまり高い値を示さなかった。この現象は、図 2 に明瞭に見られる。この図は、データーテープの、ほぼ同じ箇所のデーターについて、前後、左右方向の重心動揺間の相関と、左右方向の重心と頭部間の相関を比較したもので、相互パワースペクトルは、両者で似たパターンと値を示して居るのに、コヒーレンスと位相は、全く異って居る。従って、身体各部の動揺の相互関係を検討するには、相互相関や、相互パワースペクトルのみを検討するのでは不充分であり、コヒーレンスや位相も検討する必要がある。ただ、式(A)からも明かな如く、 S_{xx} , S_{yy} が小さな値を取る時は、コヒーレンスが、異常に大きい値を示す事がある事に留意すべきである⁹⁾。

同方向の頭部加速度と重心動揺間のコヒーレンスの値を詳細に見ると、0.04 Hz, 0.08 Hz といった、極めて低い周波数で、比較的低い値を示し、より高い周波数では、大きい値を示す傾向が見られる。この事より、人体は、ゆっくりとしたゆらぎの時は、各関節で弾力的に揺みながら揺れて居るが、比較的速いゆらぎの時は、人体が一つの剛体に近い様な動きをする事が覗える。

以上より、身体の動揺は、直交する 2 方向、即ち、前後と左右の 2 方向の間には、あまり大きい相関はなく、一応独立した振動系として取り扱っても、大きな誤差は生じないものと思われる。

一方、同方向の動揺では、身体各部が、お互に高い相関を示しながら揺れて居る事が、コヒーレンス、位相で示されたが、この事は、ロンベルグ検査等で観察される、人体が最も下位の関節である足関節をピボットとして揺れて居る事実と、矛盾しない。

結 語

1) 重心、身体各部の動揺の相関を検討する為、前後、左右方向の重心動揺、前後、左右方向の頭部加速度間の

相互関係を観察した。

2) 上記4現象の内、任意の2者について、相互パワースペクトル、コヒーレンス、位相を、電算機にて計算、両者の自己パワースペクトルと共に並列して描き出し検討した。

3) その結果、相互関係を見る為には、相互パワースペクトルのみでは不十分で、コヒーレンス、位相の検討も必要である事が判った。

4) 異方向間では、上記4者の間に相関はあまりなく、各方向で、各々独立した振動系として取り扱える事が判った。

5) 同方向では、頭部と重心の動揺の間に、強い相関を認めた。

文 献

- 1) Baron, J. B.: Présentation d'un appareil pour mettre en évidence les déplacements du centre de gravité du corps dans le polygone de sustentation. Arch. Mal. Prof. 25: 41-49, 1964.
- 2) Boman, K. and Jalavisto, E.: Standing steadiness in old and young Person. Ann. Med. Exp. Fenn. 31: 447-455, 1953.
- 3) Hellebrandt, F. A.: Standing as a geotropic reflex. Amer. J. Physiol. 121: 471-474, 1938.
- 4) 平沢弥一郎: スタジオロジー(2)。静大教養部研究報告, 6: 9-75, 1970.
- 5) 猪飼道夫: 直立姿勢の研究。日本生理誌 9: 197-222, 1964.
- 6) 城戸健一: 高速フーリエ変換について。電子通信誌 52: 1534-1540, 1929.
- 7) 森本正紀, 他: 眩暈患者の身体動揺に関する研究。文部省研究報告集録, 医学及び薬学編 12: 181-182, 1965.
- 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) 高橋昶正, 宮原英夫編: 臨床診断とコンピューター, 第8章, 213-251, 産業図書, 1972.
- 10) 時田喬, 他: 直立時の身体動揺の分析。耳鼻臨床, 63: 363-387, 1970.
- 11) 時田喬, 他: 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.

Abstract

To clarify the correlations among the swaying movements of the human body, the cross-power, the coherence and the phase were calculated by means of a computer. Five normal subjects were examined. The subject stood on a gravicorder with his feet close together. Head movement was picked up by means of a two channel accelerometer attached to a helmet on the head.

Two dimensional sways of the body's center of gravity and head, anteroposterior and lateral movements were registered on a magnetic tape. The data were transmitted to a computer in the form of digital values after A/D transformation. Auto-powers of arbitrarily chosen two movements were calculated with fast fourier transform of these two time series.

Cross-powers, coherence and phase angle of these two movements could be produced from these two auto-powers. These results were displayed on a CRT. There was no remarkable difference in the cross-powers of any two movements, sways of body's center of gravity and head accelerations, in any direction, antero-posterior and lateral. On the contrary, the coherence and phase showed a remarkable contrast between the different combinations of moving directions. In the same direction, coherence between sways of body's center of gravity and head acceleration showed a high value and the phase difference was slight. Between different directions, coherence between any combination of sway of body's center of gravity and head acceleration showed a low value and the phase difference was large.

Therefore, coherence and phase are much more important than crosspower when discussing the relationships between any two movements. There is only a weak correlation between movements of any portion of the body in different directions, while on the contrary, movements of different portions of the body in the same direction show strong correlations.