起立時頭部動揺と重心動揺の相互相関について†

田 口 喜 一 郎*

緒 言

頭部動揺は重心動揺の制御を受けて、「頭位の維持」、「注視の維持」という立直り反射の特徴を示唆するものであるとする考察¹⁾は、見方を変えれば、頭部動揺と重心動揺との間に一定の協調と干渉があることを意味する。両者の関係はそれぞれの動揺の特徴を別々に調べるだけでなく、両者の相互相関をみることによって確認できる可能性がある。これまで頭部動揺と重心動揺の関係をみた研究は若干あるが(時田ら²⁾、田口³⁾、嶋田⁴⁾)、正常者に関する基本的検討が充分なされていないので、得られた成績の疾患との関連性を求める場合に根拠に乏しい欠点がある。また近年測定機器の進歩により、得られるデータの精度も高まっていると考えられるので、従来の成績を見直す必要もある。著者の製作した頭部動揺計(田口、1979⁵⁾)は周波数特性が勝れているので、これとストレンゲージを適用した重心動揺計を併用し、頭部動揺と重心動揺を同時記録し、両者の相関を調べ、新しい診断法としての価値を評価するための基礎的研究として本研究が計画された。

破 究 方 法

1. 被検者 被検者は難聴および平衡障害の既往歴なく、現在も聴力および平衡機能に異常を認めない18~30歳の健康な成人87名である。被検者には検査前日から検査直前までなるべく休養をとるよう依頼した。

2. 研究装置 頭部動揺と重心動揺の測定には、両者を同時に測定できる信大式身体動揺記録装置を用いた(図1)。

頭部動揺測定装置は、被検者の装着したヘルメットの頭頂部に発光ダイオードをつけ、その動きを上方に設置した汎用ビジコンカメラ(ITV)で捕捉する方式である。ITVにて発光ダイオードの光源スポットが電気信号に変換され、ビデオ信号として取り出される。この信号から水平、垂直同期信号によりXY座標信号を作り出し、DA変換、増幅によりアナログ出力としてXYレコーダ

図1 身体動揺記録装置(信大方式)

上から吊したテレビカメラが被検者のヘルメットにつけた発光ダイオードの動きを捕捉する。カメラにより発光ダイオードの光源スポットは電気信号に変換され、ビデオ信号として取り出される。この信号はXY座標信号としてアナログ変換後磁気テープに記録される。同時にストレンゲージを利用した検出台により重心動揺も記録される。

で描出すると同時に、データレコーダ(TEAC R-410型)により磁気テープに収録した。

重心動揺測定装置は、ストレンゲージ方式の重心動揺計(三栄測器製IG 01型平衡機能計)からの出力をXYレコーダで記録すると同時に、データレコーダ(TEAC R-410型)により、X軸成分、Y軸成分に分けて磁気テープに収録した。なお頭部動揺測定装置のITVの対物レンズの中心と重心動揺測定装置の検出台の中心とはあらかじめ同一垂直線上に設定した。

3. 測定の実際 被検者は発光ダイオードをつけたヘルメットを装着し、重心動揺計の検出台の中心に両足内側縁を接して起立し、前方2mにある白十字記号(5×5cm)を注視し、可及的不動の姿勢を保つよう指示された。

†Cross-correlation between the head movement and the movement of the center of gravity while standing.

*Kiichiro Taguchi, M. D.

†信州大学医学部耳鼻咽喉科学教室

†身体動揺の研究 第11報

データレコーダによるデータの収録は、姿勢が安定してから2分間にわたって行われ、記録開始時と終了時は被検者に知らされた。測定は開眼時と閉眼時各3回ずつ行なわれ、測定開始時から1分間の動揺軌跡は、XYレコーダによって描出された。3回の測定データの中で最小の動揺軌跡図を示すデータを採用し、分析対象とした。

頭部動揺測定において、実際の頭部動揺の大きさをXYレコーダ上に表現するため、ITVのレンズと発光ダイオード間の距離が一定になるよう身長補正を加えた。重心動揺測定においては、体重60 kg、身長165 cmの被検者の重心動揺に換算できるよう体重、身長補正を行なった。

4. 相互相関図 三栄測器製シグナルプロセッサ(7T07A)を用いて、あらかじめ磁気テープに収録したデータから、起立時重心動揺のX軸成分と同時に記録された頭部動揺のX軸成分、同様に重心動揺のY軸成分と頭部動揺のY軸成分との間の相互相関処理を行なった。分析装置への入力段階で、同一移動距離に関して、重心動揺と頭部動揺の大きさは2:1になるように調節した。

相互相関分析の条件は次のごとくである。

X軸アドレス	512
サンプリング時間	50 msec
解析時間	63.8 sec
遅延時間	50 msec
全遅延時間	±6.5 sec
(相関図時間軸)	13.0 sec)
周波数帯域	0.039~10.0 Hz

単位遅延時間を τ とすると、相互相関分析は、デジタル式相関計によりAD変換された新しい頭部動揺サンプルデータがそれより $n\tau$ 時間($n=1, 2, 3, \dots, N$)だけへだたった重心動揺値と積算され、それぞれ対応番地に収納されてゆく方式で行われ、正規化変換された相関図がCRTに表示された後XYレコーダにより描き出された。また正弦波過程の周期に関しては、手動的測定と小型コンピュータによる測定を併用し、周波数の値を確認した。

研究成績

正常者において、頭部動揺と重心動揺のX軸成分またはY軸成分における相互相関処理を行うと、開眼時も閉眼時も、持続過程に正弦波過程の重畳したものが主体である。遅延時間0の値は正で、相関係数も大きく、頭部動揺と重心動揺が任意のある時点では強い相関を示すが、時間が離れると相関が小さくなることをしめしている。さらに詳しく観察すると、正常者の相関図は、主としてX軸成分の相関図により3型に大別される(図2, 3, 4)。

No.165. 21歳 女性 正常者

図2 正常者の身体動揺と相互相関図(1)

正常者 A型

開眼時持続過程に0.3 Hzの正弦波過程が加わったものであり、閉眼時に持続過程と0.5 Hzの正弦波過程の重なったものとなる。

1. **A型** 開眼時持続過程に0.3 Hzの正弦波過程が加わったものであり、閉眼時に持続過程と0.5 Hzの正弦波過程の重なった相関図になる(図2)。

2. **B型** 開眼時持続過程と0.3 Hzの正弦波過程の重なったものであり、閉眼時はさらに1.0 Hzの正弦波過程が重畳するものである(図3)。

3. **C型** 持続正弦波過程であるが、開眼時0.6 Hzの正弦波過程を示すのに対し、閉眼時は0.3 Hzの正弦波過程に変動を示す(図4)。

以上の型別分類をまとめたものが表1である。この分類に従って正常成人87例の成績を分類したものが表2である。これによりA型が最も多く、特に男性の63%がA型を示したのは特徴的である。B型、C型は女性にやや多い傾向がみられた。その他とあるのは何れの型にも属さないか、開眼時も閉眼時もほぼ同じ相関図を示したものである。

図3 正常者の身体動揺と相互相関図 (2)
正常者 B型

開眼時持続過程と0.3Hzの正弦波過程の重なったものであり、閉眼時はさらに1.0Hzの正弦波過程が重畳するものである。

図4 正常者の身体動揺と相互相関図 (3)
正常者 C型

開眼時持続過程と0.6Hzの正弦波過程を示すのに対し、閉眼時は持続過程に0.3Hzの正弦波過程が加わったものとなる。

表1 頭部動揺と重心動揺の相互相関
正常成人の型別分類
(正弦波過程周波数)

型	開 眼 時	閉 眼 時
A 型	持続+正弦波 (0.3 Hz)	持続+正弦波 (0.5 Hz)
B 型	持続+正弦波 (0.3 Hz)	持続+正弦波 (0.3 Hz+1.0 Hz)
C 型	持続+正弦波 (0.6 Hz)	持続+正弦波 (0.3 Hz)

表2 頭部動揺と重心動揺の相互相関
正常成人の型別頻度

型	症 例 数	%
A 型	44 (男29, 女15)	50.6
B 型	20 (男9, 女11)	23.0
C 型	17 (男7, 女10)	19.5
そ の 他	6 (男1, 女5)	6.9
計	87 (男46, 女41)	100.0

考 按

1. 本研究の目的 身体動揺は迷路、視器、深部知覚、表在感覚、さらにそれらを統御する小脳、脳幹などの総合機能を表現するものであるが、身体の一の点における成績では機能的に分解して観察することが必ずしも容易でない。そのため時田ら¹⁰⁾は主として迷路性立直り反

射の動特性を見出すことを目的に、肩の動きと頭の動きを捉え、両者の動きの差を求めている。しかしこうした方法にも問題がない訳ではない。特に頭部動揺が主として迷路性立直り反射を示すとする考えは、正常者においてはともかく、迷路性以外の原因による運動失調患者においてかなり大きな頭部動揺がみられることを考慮する

と、これを指標にして他の平衡障害や運動失調を評価することに矛盾を感じる。

これに対し、起立時頭部動揺と重心動揺とは一連の動揺系と考えると⁷⁾、静的姿勢維持系の障害は、両者の協調関係の破綻として表現し得るであろう。そして両者の関係が障害部位により如何なる様相を呈するか追求し続けることにより、鑑別診断を最終目標とするのであるが、そのためには基準とすべき正常者の成績に対する十分な検討がなされねばならない。しかもその成績はなるべくパラメータの少ない単純なものであることが望ましいのであり、その条件に頭部動揺と重心動揺の相互相関が適合するのではないかと考えられたのである。

2. 文献的考察 身体動揺系の相関を求める試みはすでに Aggashyan (1972)¹⁾ および Aggashyan et al. (1973)²⁾ によって行なわれたが、彼等は重心動揺の左右方向と前後方向の動きの自己相関を求めたのであり、少なくとも正常者は周波数の優勢帯域の有無と低周波数振動系に類似しているか否かによって2型に分類されとした。また自己受容系障害では、自己相関図が時間軸を最初に横切る点が左に移行するものと横切る前に一時的にピークを示すものがあることを示した。

頭部動揺と重心動揺の相互相関は時田ら (1972)⁹⁾ により検討され、田口 (1977)⁸⁾、嶋田 (1977)⁴⁾ が臨床例を追加している。しかし基準となるべき正常者の成績が余りにも画一的に述べられているので、例えば重心動揺の周波数分析でも正常者がいくつかの型に分けられる^{5,6)} ことを考慮すると、全ての正常者が一定の相互相関図を示すような印象を与えていることに問題がある。

3. 本研究成績の検討 本研究で頭部動揺と重心動揺との間に一定の関係が求められること、その関係を成分別の相互相関図として表現すると3型に分類できることを示した。従来このような分類を提唱した論文はないが、頭部動揺と重心動揺の相関分析において、時田ら⁹⁾ は開眼時X軸成分、Y軸成分共遅延時間0の値は正で、周期性のない動揺と約0.2 Hz、約1.0 Hzの周期で相関をもった動揺からなり、閉眼時にY軸成分は持続過程と0.3 Hzの周期の正弦波過程の加わった振れを認めるが、X軸成分は約0.2 Hzの第2種持続過程を認めるとしている。田口⁸⁾ は5例の正常例について相関分析を行ない、開眼時には遅延時間0の値は正であり、Y軸成分で、約0.25 Hzの周期性ある波を示した1例を除き周期性がないとし、閉眼時には1例を除いて遅延時間0の値は正であり、0.3 Hz前後の周期性ある波をみるものが多いとしている。しかし彼の示した相互相関分析の写真を詳細に観察すると、1例を除き著者のA、B、C型の何れかに分類され得るものであり、遅延時間0の値が正であることと共に著者の成績の妥当性を裏付けるものと考えら

れる。

著者の分類法は1つの試みに過ぎないが、このような分類法を採用することの長所は、正常者における相互相関図の基本型を確認しておくことにより、平衡障害または運動失調患者の相関図との異同を論じ易いことにあるといえる。

4. 身体動揺相互相関分析の意義 日高 (1952)³⁾ は疾患の種類によって動揺を来す身体部位が異なるとした。すなわち小脳疾患では腰関節、脊髄疾患では膝関節、迷路疾患では足関節に動揺増大をみたとしているが、これらの身体部位による動揺の違いが事実とすれば、身体各部の動揺記録を求めることが必要となる。しかし身体各部の動揺を同時に記録する装置を得ることは必ずしも容易でなく、またできたとしても装置自体による機械的束縛、心理的影響によって正確な動揺記録が可能か否か問題である。一方身体動揺の最大部が異なることは、当然重心動揺や頭部動揺にも大きな影響を与えることになり、両者の相関も異常を示すことになるであろう。嶋田⁴⁾ は中枢疾患における相関図を示しているが、今後臨床例におけるデータの蓄積によって、正常者の相関図との対比において如何なる特徴が是認されるべきか検討を進める必要がある。

田口^{5,6)} は重心動揺周波数スペクトルおよび平均周波数の値から正常者は3群に分類されることを示した。本研究における被検者87例中51例は周波数スペクトルも求められているが、その型と頭部動揺・重心動揺の相関図の型との関係を求めたところ、A型に属する被検者29例中22例が重心動揺周波数スペクトルのI型を示し、両者の間には明らかに相関が存在するように思われる。しかしA型以外の22例はI、II、III型にほぼ均等に分類され (I型5例、II型7例、III型7例、その他3例)、両者の相関関係は明白でない。これは、周波数スペクトル型の分類は重心動揺のもののみを用いているのに対し、相関図は頭部動揺と重心動揺の両者がからみ合ったものであるから、単純な相関関係が得られないのはむしろ当然といわねばならない。しかしA型相関図がI型重心動揺スペクトルと相関があることは、概念化された「正常者の身体動揺」を定義する場合に1つの具体的な基準を与えるものと理解することができる。

結 語

正常者を対象として頭部動揺と重心動揺の成分別相互相関図を求め、3型に分類し得ることを見出した。

稿を終るに臨み、技術的援助を頂いた三栄測器株式会社小平豊彦氏に深謝致します。

本論文の要旨は第38回日本平衡神経科学会で発表された。

参考文献

- 1) Aggashyan, R. -V.: On spectral and correlation characteristics of human stabilograms. *Agressologie* 13, D: 63-69, 1972.
- 2) Aggashyan, R. V., Gurfinkel, V. S., Mamasakhlisov, G. V. and Elner, A. M.: Changes in spectral and correlation characteristics of human stabilograms at muscle afferentation disturbance. *Agressologie* 14, D: 5-9, 1973.
- 3) 日高虎之助: 人体平衡機に関する研究. 立位における身体動揺の描記的観察. *精神経誌* 53: 401-414, 1952.
- 4) 嶋田六郎: 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: 1113-1190, 1977.
- 5) 田口喜一郎, 飯島美千穂, 滝沢正臣: 重心動揺の周波数分析——周波数スペクトルと平均周波数——. *耳鼻臨床* 70: 825-831, 1977.
- 6) Taguchi, K.: Spectral analysis of body sway. *ORL* 39: 330-337, 1977.
- 7) 田口喜一郎: 頭部動揺. その記録と意義. *Equilibrium Res.* 38: 17-22, 1979.
- 8) 田口拓雄: 起立時身体動揺の研究——正常例ならびに迷路障害例を中心に——. *耳鼻臨床* 70: 1065-1112, 1977.
- 9) 時田 喬, 松田豊彦, 早野洋司, 田口拓雄, 嶋田六郎: 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.
- 10) 時田 喬, 前田正徳, 大橋新一, 宮田英雄, 正木道嘉, 池田貞秀, 森岡 保, 斉藤富康, 浅井徳光: 迷路性立直り反射の動特性. *Equilibrium Res.* 38: 23-28, 1979.

Abstract

Cross-correlation analysis between the head movement and the movement of the center of gravity was performed to obtain basic data on normal subjects.

A recording apparatus to determine the head movement consists of an industrial television set which picks up the movement of a light-emitting diode on the helmet which the standing subject is wearing and transmits the movement in terms of voltage to a preamplifier connected to a wave control unit and finally to an X-Y recorder. A system for recording the movement of the center of gravity consists of a strain-gauge-platform on which the subject stands and the movement in voltage is transmitted to a preamplifier and to an X-Y recorder. The information obtained from the head and the center of gravity can at the same time be fed into a data recorder, which separately stores the data on anteroposterior and lateral displacements on magnetic tape. The data recorded on the tape were fed into a processor for cross-correlation analysis.

Three types of cross-correlograms were classified according to the characteristics shown in the correlograms which were obtained from normal subjects standing with eyes open and with eyes closed. The type A correlogram revealed a random and sine wave process of about 0.3 Hz with the eyes open and 0.5 Hz with them closed. Type B showed a random and sine wave process of 0.3 Hz with the eyes open and 1.0 Hz superimposed on 0.3 Hz wave with the eyes closed. Type C was a random and sine wave process of about 0.6 Hz with the eyes open and 0.3 Hz with them closed.