温度刺激下における重心動揺の周波数分析†

——重心の偏倚と動揺の分離——

白 戸 勝・金 谷 健 史・上 戸 敏 彦
小 林 吉 史・海 野 徳 二*

はじめに

直立姿勢は主として体性感覚系、視覚系、前庭系からの適確な情報が姿勢制御中枢に伝達されることにより、安定な系として維持されていると考えられる。従って前庭系に対する外部からの刺激あるいは内因的な障害が加わった場合、その姿勢異常は前庭系からの感覚入力の破綻によって安定な系が不安定な系へ移行した結果と考えることができる。しかしその際の身体のゆらぎは前庭系に対する刺激効果としての偏倚と、外乱効果としての動揺の両者が混在していることに留意する必要がある、これを同一に処理することは妥当ではない。

今回我々は前庭障害のモデルとして、温度刺激を負荷した際の重心動揺を記録し、重心の偏倚と動揺を分離すべく以下の検討を行った。

対象・方法

20才代の健康男子8名を対象とした。温度刺激は20°C、10°C、0°Cの冷水を20秒間に右側外耳道に注水した。体位は閉足両脚直立姿勢（ロンベルグ姿勢）をとらせ、閉眼下に3分間の記録を行った。なお対照として、無刺激下で前方約2mの小指標を固視した開眼と、閉眼の条件で各1分間の記録を行った。

重心動揺記録は共和電業製 ECG-1010DS を使用し、20 Hz の高域遮断フィルタを通して直接パーソナルコンピュータ（PC-9801VM）に取り込み、高速フーリエ変換法により周波数分析を行った。サンプリング時間は50 msec、データ長は1024個で、分解能は0.0195 Hz である。これにより10 Hz までのパワースペクトルが求まるが、今回は比較的低い周波数成分に着目する意味から、2 Hz までの振幅スペクトル値を対数表示した。

結 果

開眼時のパワースペクトルの絶対値をコントロールとして、各周波数毎にこれを差しひくことにより、パワー

の増減を比較検討した。結果は全被検者の平均値を示した。

図1に左右方向（X軸成分）のパワースペクトルを示した。上段にいくに従い10 dB ずつ、値をずらして表示してある。最低周波数域でパワーの増加がみられるが、徐々にパワーは減少する。開眼時に比較して0.05～0.2 Hz 帯域でパワーの減少がみられるが、0.1 Hz 付近で最も顕著であった。その後、急激にパワーは増加し0.3 Hz 付近に最初のピークを形成した。刺激が強くなるに従い、0.3 Hz 付近のピークはもう少し高い周波数にまで拡大し、0.5 Hz 付近までパワーの増加が著明であった。

図1 左右方向のパワースペクトル

図2 前後方向のパワースペクトル

†Frequency Analysis of Postural Change during Caloric Stimulation in Mann

*Masaru Shirato, Takeshi Kanaya, Toshihiko Kamito, Yoshifumi Kobayashi and Tokuji Unno

*旭川医科大学耳鼻咽喉科学教室

図 3

図2に前後方向(Y軸成分)のパワースペクトルを示した。上段にいくに従い 10 dB ずつ、値をずらして表示してある。X軸成分とやや異なり、最低周波数域でのパワーの増加は比較的少なく、開眼時に比較して0.05～0.15 Hz 帯域でパワーの減少がみられるが、0.1 Hz 付近でそれが顕著であった。閉眼の場合は 0.2 Hz 付近に最初のピークを形成し、0.3 Hz 付近にも小さなピークがみられた。20°C 注水では 0.2 Hz および 0.5 Hz に比較的大きなピークを形成し、10°C、0°C と刺激が強くなると、0.2～0.5 Hz 帯域のパワーの増加が著明であった。

以上のことから 0.1～0.2 Hz を境として、これより低い周波数域と高い周波数域では生理的意義を異にしていると考えられる。低周波数域は緩徐な重心の移動、すなわち偏倚を表わし、高周波数域は速い身体の揺れ、すなわち動揺を表わしていると考えられる。そこで、0.15 Hz 以下を偏倚成分、0.15 Hz 以上を動揺成分としてデジタルフィルタを用いて hi-cut および low-cut 処理を試みた。フィルタリングには高速フーリエ変換および逆変換を用いた。図3左に代表例の温度刺激を負荷した際の重心動揺のフーリエ変換によるパワースペクトルを示した。このパワーを右上の太線に示すように 0.15 Hz から指数関数的にパワーを減少させ、0.3 Hz 以降のパワーをゼロとする。この hi-cut したスペクトル値を逆フーリエ変換することにより偏倚成分の波形を求めた。また右下の太線に示すように 0.15 Hz 以下のパワーを指数関数的に減少させ、0.0195 Hz でゼロとなるように low-cut し、逆フーリエ変換することにより動揺成分の波形を求めた。図4にこの例の実際の波形を示した。右

図4 閉眼直立時、右側温度刺激における重心動揺原波形、偏倚波形、動揺波形

耳に冷刺激を加えた際の重心動揺記録である。上段は左右方向および前後方向の原波形であり、中段および下段はフィルタリングにより得られた偏倚波形と動揺波形である。注水後より重心位置は右方および前方に移動し、これと共に左右および前後動揺も増加し、徐々に刺激開

始前の状態に復する過程がみられる。このように視覚的にも 0.15 Hz で偏倚成分と動揺成分を分けることは妥当と思われた。

考 案

近年コンピュータの急速な普及により、重心動揺のスペクトル解析が多くの施設において可能となり、種々の報告がなされている。しかしながら直立姿勢における重心動揺のスペクトル解析は、まだいくつかの問題点を含んでいる。その一つは長周期変動と短周期変動の混在した身体のゆらぎを同一に処理して良いかということである。低周波成分には偏倚や体重の踏み換えの様な周期性の乏しい動きが主体をなすと考えられ、身体の不安定さと関係を有すると考えられる高周波成分とは明らかに生理的意義を異にする。三好ら (1977)¹⁾ はこの点を指摘し、アナログフィルタを通して低周波成分をカットし周波数分析を行っており、藤原ら (1984)²⁾ も 0.1 Hz 以下の低周波成分の生理学的な意味については不明であるとしながらも、その重要性について示唆している。我々は低周波成分と高周波成分を分ける周波数帯域はどこなのか、またそれぞれの生理学的意義は何かを知る目的で今回の検討を行った。

直立姿勢の身体動揺に関する従来の研究から、1.0 Hz 以下の周波数成分が主であることを三好ら (1977)¹⁾、田口ら (1977)³⁾ は報告し、また 0.1 Hz 以下の低周波数域において最大のパワーを示し、高周波数域になるにつれて急激にパワーが減少することは、各報告とも一致している。藤原ら (1984)²⁾ は約 1.5 Hz 以下に数個のスペクトルのピークがあるが、その周波数には著しい個体差および個体内変動があることを指摘し、三好ら (1977)⁴⁾、羽柴ら (1982)⁵⁾ はスペクトルの特徴的経時的変動は認められないと述べている。

しかし、開閉眼差を比較したり、前庭障害者とのパワーの増減を検討した報告では、比較的一定の傾向がみられる。

Cernacek et al (1973)⁵⁾ は閉眼時には開眼時と比較して 0.125~0.375 Hz のパワーの増加が著しく、この帯域の動揺には視覚系が強く関係しており、前庭神経の障害がある場合には 0.5~1.28 Hz のパワーの増加がみられたという。田口ら (1977)³⁾ は正常人の半数以上に X 軸成分のピークが 0.3~0.6 Hz にあり、閉眼では 0.6 Hz より遅い成分、閉眼では 0.5 Hz より速い成分が優性となる。また、Y 軸成分のピークは 0.3~0.6 Hz にあり、閉眼により若干速い方へ移動すると述べている。森戸ら (1981)⁶⁾ は閉眼により Y 軸成分では 0.2~0.5 Hz 帯域の増加が、X 軸成分ではもう少し広い帯域の増加がみられたと述べている。

Njiokiktjien (1971)⁷⁾ は 0.15~0.3 Hz は前庭系に起因し、視覚系の影響がなくなった場合により強く前庭機能があらわれると推察し、Wit (1973)⁸⁾ は前庭系の機能が障害された場合には 0.3 Hz 付近の帯域のパワーが増加すると報告している。また、田口 (1978)⁹⁾ は末梢前庭型は開眼時は X 軸、Y 軸成分とも正常人と変わらないが、閉眼時には X 軸成分で 0.2~0.3 Hz、Y 軸成分で 0.2 Hz 前後にピークの出現をみると述べており、松岡 (1977)¹⁰⁾ も一側迷路障害例で閉眼時左右動揺に 0.2~0.3 Hz 波が多いことを認めている。Kapteyn et al (1972)¹¹⁾ は温度刺激やメニエール病患者において、とくに左右動揺で 0.2 Hz のパワーの増加を認め、三好ら (1977)¹⁾ も温度刺激により、ピークが 0.2~0.3 Hz 付近にある例が多いと報告している。

このように報告者により多少の違いはあるものの、開眼と閉眼を比較しても、あるいは末梢前庭障害や温度刺激によっても、最初のピークは 0.2~0.3 Hz 付近に出現するという報告が多い。今回の研究でも X 軸成分における最初のピークは 0.3 Hz 付近にあり、Y 軸成分におけるピークは 0.2 Hz 付近にあった。刺激が強くなるに従い、このピークは高い周波数域に拡大し、X 軸成分では 0.3~0.5 Hz 帯域に、Y 軸成分では 0.2~0.5 Hz 帯域にパワーの増加がみられた。また、このピークより少し低い周波数域、すなわち X 軸成分では 0.05~0.2 Hz、Y 軸成分では 0.05~0.15 Hz でパワーの減少がみられ、0.1 Hz 付近でそれが顕著であった。このことは 0.1~0.2 Hz を境として、これより低い周波数域と高い周波数域では生理学的意義が異なることを示している。そこでデジタルフィルタを用いて、0.15 Hz で hi-cut および low-cut 処理することにより直立姿勢のゆらぎを 2 分した。Hi-cut 処理により得られる低周波数域の波形は緩徐な重心の移動、すなわち偏倚を表わし、low-cut 処理により得られる高周波数域の波形は速い身体の揺れ、すなわち動揺を表わしていると考えられた。

直立姿勢を保つ被検者に冷刺激を加えると重心位置は注水側と同方向および前方向に徐々に移動し、60~90 秒後をピークとして徐々に旧に復する。また、重心の移動とはほぼ一致して左右前後の身体動揺の増加がみられた。仰臥位における冷刺激は反対側向きの、温刺激は同側向きの眼振をひきおこすことは衆知の事実である。直立姿勢においても温度刺激は仰臥位の際と同方向の眼振を認めることより、温度刺激による直立姿勢の変化は半規管と密接な関係があることは明らかであり、左右方向の姿勢の偏倚は発現した眼振の緩徐相方向と一致している。一方、身体動揺の増加は左右方向、前後方向とも、とくに方向差はなくほぼ均等な増加を認める¹²⁾。また、身体

姿勢制御機構

図 5

動揺は眼振消失後もすぐに旧に復することなく、刺激前よりやや高い周波数帯に留まるとの報告もある¹⁾。このように偏倚と動揺という二つの現象が異なった反応態度をとることは、それぞれが異なる神経機構を介する可能性を示唆するものと思われる。姿勢制御系は一般に多入力多出力系と考えられるので、入出力関係を前庭動眼反射系と同列に比較することはできない。図5に示すように姿勢制御機構に対する温度刺激は、一方では前庭系に対する直接的刺激と考えられるが、他方では前庭系入力の破綻による外乱と考えることができる。我々は、前庭系への刺激効果が姿勢の偏倚を生じ、外乱効果が身体動揺の増加を生ずると推察した。温度刺激が姿勢制御機構にどのようなメカニズムで刺激効果あるいは外乱効果を及ぼすかを解明するのは今後の課題であるが身体のゆらぎを偏倚と動揺に分離して検討することは、重心動揺を機能的に分類、整理する上からも妥当なものであると考えられる。

まとめ

閉眼直立姿勢を保つ正常被検者に一侧の冷刺激を加え、重心動揺の周波数分析を行なった。

- 1) X軸成分において、パワーの減少が0.05~0.2 Hz帯域にみられ、0.1 Hz付近で著明であった。
- 2) X軸成分における最初のピークは0.3 Hz付近にみられ、刺激が強くなるに従いピークは0.3~0.5 Hz帯域に拡大した。
- 3) Y軸成分において、パワーの減少が0.05~0.15 Hz帯域にみられ、0.1 Hz付近で著明であった。
- 4) Y軸成分における最初のピークは0.2 Hz付近にみられ、刺激が強くなるに従いピークは0.2~0.5 Hz帯域に拡大した。
- 5) 0.15 Hz以下を偏倚成分、0.15 Hz以上を動揺成分として、デジタルフィルタを用いて重心動揺波形を偏倚波形と動揺波形に分離した。
- 6) 直立姿勢に対する温度刺激は、一方では前庭系に

する刺激効果としての偏倚と、他方では姿勢制御機構全体に対する外乱効果としての動揺を生じさせると推論した。

文 献

- 1) 三好豊二, 白戸 勝, 樋渡章二: 重心の偏倚と動揺. 日耳鼻 80: 1111-1113, 1977
- 2) 藤原勝夫, 池上晴夫: 立位姿勢における身体動揺の周波数成分の加齢変化. 姿勢研究 4: 81-88, 1984
- 3) 田口喜一郎, 飯島美千穂, 滝沢正臣: 重心動揺の周波数分析一周波数スペクトルと平均周波数一. 耳鼻臨床 70: 825-831, 1977
- 4) 三好豊二, 白戸 勝, 樋渡章二: 重心動揺の経時的分析. Equilibrium Res 36: 57-58, 1977
- 5) Cernacek J, Jagr J, Harman B, et al: Stabilographic findings in central vestibular disturbance. Aggressologie 14(D): 21-26, 1973
- 6) 森戸貞良, 羽柴基之, 林 良一, 三宅彰英, 渡辺 悟: 重心動揺よりみた Romberg 姿勢および Mann 姿勢. 姿勢研究 1: 13-19, 1981
- 7) Njiokiktjien C: Statokinesimetric recording of postural balance, physiological and pathological aspects. Thesis Free Univ, Amsterdam. 1971
- 8) Wit G: The stabilometry as an auxiliary in investigations of patients with vestibular disturbances. Aggressologie 14(D): 27-31, 1973
- 9) 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
- 10) 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
- 11) Kapteyn TS, Wit G: Posturography as an auxiliary in vestibular investigation. Acta Otolaryng 73: 104-111, 1972
- 12) 金谷健史, 白戸 勝, 海野徳二: 温度刺激下におけるヒト直立姿勢の解析 (第2報). 耳鼻臨床 補8: 289-296, 1986

Abstract

To clarify the influence of vestibular stimulation on upright standing, we analyze postural changes during caloric stimulation with cold water (20°C, 10°C, and 0°C). The power spectra of body sway were computed by a fast Fourier transform program. A relative decrease of frequency amplitude from 0.05-0.2 Hz was observed in the X and 0.05-0.15 Hz in the Y axis component. The presence of a frequency of about 0.3 Hz was manifest in the X and of 0.2 Hz

in the Y axis component. When the stimulus was increased, the initial peak of the spectrum spread to the 0.3-0.5 Hz band in the X and to the 0.2-0.5 Hz band in the Y axis component. From these results, we concluded that postural changes during caloric stimulation have two components, postural deviation and body sway, and the transitional band is about 0.1-0.2 Hz. We picked out a slow wave (less than 0.15

Hz) from the linear stabilogram with a digital filter using a microcomputer. It seems that the neuronal mechanism of postural deviation and body sway are not the same.

(原稿到着：昭和62年4月15日
別刷請求先：白戸 勝
〒078 旭川市西神楽4線5-3-11
旭川医科大学耳鼻咽喉科学教室)