平衡機能検査の分析におけるフーリエ変換法の応用†

渡 辺 行 雄・水 越 鉄 理

はじめに

近年コンピュータの進歩と共に、フーリエ変換法が極めて広い範囲の時系列データの分析に利用されるようになり、平衡神経科学領域でも周波数分析を中心に重心動揺などいくつかの分野の応用例が報告されている¹⁾。私達もこれまで重心動揺、振子様回転検査、電気性身体動揺検査 (Galvanic Body Sway Test)、カロリックテストに対する直線加速度の影響の分析など各種の解析処理にフーリエ変換法を応用してきた²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾。フーリエ変換法は、コンピュータを利用した場合、比較的簡易に分析処理を行うことができ有用な解析手段である。しかし、分析法の意義を理解せず適用の仕方を誤って正確な分析を行うことができない場合もあり注意を必要とする。本稿では、コンピュータ分析におけるフーリエ変換について解説し、私達が行っている平衡機能検査への応用例を中心にこの分析法の実際と注意すべき点について紹介する。

1. フーリエ変換法

フーリエ変換法の基本的な概念は「任意の周期関数は正弦と余弦の和で表現できる」と言うことである⁶⁾⁷⁾。この概念で周期Tの関数 $g(t)$ を表すと

$$\begin{aligned} g(t) &= a_0 + a_1 \cos 2\pi t/T + a_2 \cos 4\pi t/T + \cdots \\ &\quad + b_1 \sin 2\pi t/T + b_2 \sin 4\pi t/T + \cdots \\ &= a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos 2\pi nt/T + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin 2\pi nt/T \quad (1) \end{aligned}$$

と級数で表現され、これをフーリエ級数という。ここで、 a_0 は直流成分 ($g(t)$ の平均値)、 a_1, b_1 は $g(t)$ の基本周波数 ($1/T$) の正弦と余弦の係数、 a_n, b_n は n 倍の高調波の余弦、正弦の係数でこれらをフーリエ係数といい、(2) 式で求めることができる。なお、関数が周期関数でない場合は $T = \infty$ としてフーリエ級数を定義することができる。

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T g(t) dt \quad (2-1)$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \cos 2\pi nt/T dt \quad (2-2)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T g(t) \sin 2\pi nt/T dt \quad (2-3)$$

†Fourier Transform in the Analysis of Equilibrium Tests

Yukio Watanabe and Kanemasa Mizukoshi

富山医科薬科大学耳鼻咽喉科学教室

このように、関数からフーリエ係数を求め、フーリエ級数に展開することをフーリエ変換と言う。フーリエ係数を求める式は、要約すれば関数と三角関数との積の積分操作であり、後述するように関数がデータ数列として離散的に与えられている場合はコンピュータ処理により容易に計算することができる。

また、逆にフーリエ級数が与えられている場合はこれを(1)式にあてはめて $g(t)$ を計算で求めることができる。このようにフーリエ級数から関数(データ数列)を求めることをフーリエ逆変換と言う。フーリエ変換と逆変換は完全に1対1に対応したものであり、両者は可逆的に変換される。

なお、フーリエ変換は複素指数で表示されている場合が多いが本稿では全て三角関数で表すことにした。

2. コンピュータ処理によるフーリエ変換

図1-Aは

$$g(t) = 200 \sin 2\pi t/T + 50 \cos 4\pi t/T + 100 \sin 4\pi t/T \quad (3)$$

なる周期Tの関数の $t=0$ から $T-1$ までの範囲を示したものである。この関数をコンピュータで計算し表示してみる。コンピュータでは(3)の t を連続的に設定することができないから、 t の間隔を適当に設定して何個かの点で関数の値を計算し、離散的な数列として表示することとなる。いま、この点の数 $N=100$ として

図1 連続関数と離散的データ数列

$$g(k) = 200 \sin 2\pi k/N + 50 \cos 4\pi k/N + 100 \sin 4\pi k/N$$

$$(k=0, 1, \dots, 99) \quad (4)$$

とした数列のグラフを図1-Bに示した。図Aのグラフは連続的であるが、Bはデータが点で示され、(3)の関数が近似的に離散量として表示されている。このようなコンピュータで取り扱う離散的な数値に対するフーリエ変換を離散的フーリエ変換 (Discrete Fourier Transform: DFT) と言う。

離散的フーリエ級数展開は

$$f(k) = a_0 + \sum_{n=1}^N a_n \cos 2\pi nk/N + \sum_{n=1}^N b_n \cos 2\pi nk/N \quad (5)$$

で、フーリエ係数は(6)式で決定される。

$$a_0 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} g(k) \quad (6-1)$$

$$a_n = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} g(k) \cos 2\pi nk/N \quad (6-2)$$

$$b_n = \frac{2}{N} \sum_{k=0}^{N-1} g(k) \sin 2\pi nk/N \quad (6-3)$$

ここで(1)と(5)、(2)と(6)を比較すると、離散的フーリエ変換の(2)、(6)では周期Tの代わりにデータ数Nに、フーリエ級数の展開の範囲は ∞ の代わりにNまでに変化している。前に述べたように不規則な関数では周期Tを ∞ としてフーリエ級数を定義することができた。離散的フーリエ変換においても数式上 $N=\infty$ としてフーリエ級数を取り扱うことができるが、コンピュータ処理ではデータ数Nを ∞ とすることはできない。したがって重心動揺などの実際の現象に離散的フーリエ変換を応用する場合は分析区間のデータが周期的に反復するものとして処理が行われることになる。これによる分析結果への影響は後述する。

図1の関数のフーリエ係数が与えられておらず、(6)式により $f(k)$ のデータ数値から(4)のフーリエ係数を求める手順を図2を参考にしながら述べる。

(6)-1は直流成分 a_0 を求める式で $f(k)$ の平均値を計算していることになる。次に、図2-Aは $f(k)$ 、B、Cは各々、N、N/2を周期とする余弦のグラフで、データ数Nは100である。まず、 a_1 、すなわちフーリエ展開式の基本周波数の余弦の係数を求める。図2の解説に示したように、 $k=0$ から99まで、対応する $f(k)$ とBの値を掛算しこれを積分(総和を計算)する。これに定数 $(2/N)$ を掛けた値が a_1 である。 $f(k)$ とCについて同様の演算を行えば2倍高調波、さらにn倍の高調波の余弦の係数を計算できる。さらに、同様にデータ数列と正弦との積の積分により b_n を計算する。

離散的フーリエ変換においてフーリエ展開の範囲は(5)式では $n=1$ からNまで規定されているが、重心動揺

や眼運動などAD変換されたデータのフーリエ変換ではN/2までのフーリエ級数を求めることで目的を達することができる。これは、サンプリングされたデータの有効な周波数成分はサンプリング周波数の1/2(この周波数をナイキスト周波数(nyquist frequency)という)以下であるというサンプリング定理から規定されるものである。なお、ナイキスト周波数がフーリエ変換に与える影響についてはいろいろな問題が指摘されているが、重心動揺計やENGなど記録器に適当なlow pass filterが付属している場合は比較的問題が少ないのでここでは省略する。

3. 周波数スペクトルと位相差

フーリエ変換により各周波数の余弦と正弦の係数が計算された後、各々の周波数成分の大きさを周波数スペクトルで表現する。いま、基本周波数成分を図3に示すようなベクトルで表すと、離散的フーリエ展開式は

$$g(k) = a_0 + \sum_{n=1}^N A_n \cos(2\pi nk/N - \theta_n) \quad (7)$$

図2 離散的フーリエ変換による余弦項の計算

$$A: f(k) = 200 \sin 2\pi k/N + 50 \cos 4\pi k/N + 100 \sin 4\pi k/N$$

$$(N=100, k=0, 1, \dots, 99) \quad (4)$$

B: 周期Nの余弦, C: 周期N/2の余弦(振幅は-1~1であるが、拡大してグラフ表示した)

各々のkに対応するAとBの積を計算、この積の値を $k=0$ から $k=99$ まで加算(積分)する。積分値に定数 $(2/N)$ を掛けた値が基本周波数の余弦のフーリエ係数 a_1 、AとCについて同様の操作を行い a_2 、以下同様にn倍高調波の係数を求めることができる。

$$\text{ただし } A_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}, \\ \theta_n = \tan^{-1} b_n/a_n$$

と表現され、フーリエ級数をベクトルで表示することで、周波数成分をベクトルの長さとして位相角で表現することができる。ベクトルの長さAは各周波数成分の振幅を表し、周波数スペクトル（振幅スペクトル）という。

また、周波数スペクトルは

$$P_n = a_n^2 + b_n^2$$

によっても表され、フーリエ係数の2乗和で表したスペクトルをパワースペクトルという。パワースペクトルは対数に変換してdBで表示されることもある。スペクトルをパワースペクトルで定義するのは、現象のエネルギーを表現し、さらに不規則信号の場合は単位時間当たりのエネルギー密度（パワー密度関数）で信号の強さを表現する考え方によるがその詳細はここでは省略する。周波数分析結果を表示するときに振幅スペクトルとパワースペクトルのどちらを用いるかは分析の対象となった現象に対する考え方で異なってくる。また、振幅スペクトルの単位は原信号の振幅の単位（重心動揺ではmm、眼運動ではdeg）、パワースペクトルでは原信号のエネルギーまたは2乗された単位となる⁷⁸⁾。

θ_n は企弦に対する位相角（phase angle）で、余弦（X軸）に対して反時計方向では位相遅れ（phase lag）、

図3 周波数スペクトルと位相角の計算

基本周波数成分をベクトル g とする。 g の長さAは

$$A = \sqrt{a_1^2 + b_1^2}, \text{ であるから}$$

$$g = A \cos(2\pi k/N - \theta)$$

ここで θ は余弦との位相差で $\theta = \tan^{-1} b_1/a_1$ である。

この方法で離散的フーリエ変換を表現すると、

$$g(k) = a_0 + \sum A_n \cos(2\pi nk/N - \theta_n)$$

ただし $A_n = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}$, $\theta_n = \tan^{-1} b_n/a_n$ である。 A_n は各周波数のスペクトル（周波数スペクトル）、 θ_n は各周波数における位相角。

図4 図1-B ((4)式)に示したデータの周波数スペクトル

スペクトル間隔は $1/N = 0.01$, このデータを10秒間のデータと仮定すると 0.1 Hz の倍数でスペクトルが表示される。このデータでは $a_1 = 0$, $b_1 = 200$, $a_2 = 50^\circ$, $b_2 = 100$ であるから、 0.1 Hz の周波数スペクトル $A_1 = 200$, 0.2 Hz の $A_2 = 111.8$ となり、 0.3 Hz 以上の周波数成分は0となってスペクトルが表示されない。

時計方向では位相進み（phase lead）となり、各周波数ごとに計算される。

図2のデータの周期を10秒と仮定したときの周波数スペクトル（振幅スペクトル）を図4に示す。基本周波数 0.1 Hz と2倍高調波 0.2 Hz のスペクトルが表示されているが、(4)式では 0.3 Hz 以上の周波数成分が0であるから2本のスペクトルのみが表示されている。図5に実際の重心動揺記録とその周波数スペクトルを示した。なお、重心動揺の周波数分析ではパワースペクトルで結果が表示されるのが一般的であるが、本稿では異なった振幅を含んだ周波数成分の分析という立場から述べてきたのですべてのスペクトルを振幅スペクトルで表示した。

ここに示したように横軸に時間軸、縦軸に振幅を表示した信号を時系列データまたは時間領域の信号、また周波数スペクトルの形で横軸に周波数、縦軸に振幅（またはパワー）を表示した信号を周波数領域の信号と言い、両者は同一の現象を表示法を変えたに過ぎず、フーリエ変換と逆変換によって相互を可逆的に変換できる。

信号が含まれている周波数スペクトルを分析する方法をスペクトル解析と言い、フーリエ変換法のほかに相関関数を用いるなどいろいろな方法が考案されている。フーリエ変換法を用いたスペクトル解析をフーリエスペクトル解析という。

4. コンピュータによるフーリエ逆変換

フーリエ係数が与えられていて、数列（関数）を求める方法をフーリエ逆変換という。フーリエ変換が正しく行われていれば逆変換の結果もとの数列が完全に再現されることになり、フーリエ変換法の確認に利用される。

また、フーリエ変換と逆変換を利用して特定の周波数成分を修正した信号を合成することができる。図6-Aは図4で周波数スペクトルを表示したグラフ ((4)式), Bはこのデータの 0.2 Hz の成分 (図4の a_2 , b_2 によ

図5 重心動揺記録の周波数分析

A : 重心動揺記録 (閉眼Y軸 (前後動揺)) B : 周波数スペクトル

データ長は 25 Hz で1024ポイント (40.96秒), $1/40.96 \approx 0.25$ Hz としてスペクトルを表示。この図では100倍高調波 (2.5 Hz) までの周波数スペクトルを表示してある。なお、このデータでは後述の窓関数による処理は行っていない。実際の臨床例の周波数分析では開・閉眼のX (左右), Y (前後) 軸成分の周波数スペクトルが表示される。

図6 フーリエ逆変換の応用

A : $f(k) = 200 \sin 2\pi k/N + 50 \cos 4\pi k/N + 100 \sin 4\pi k/N$ (図1)

B : 図4に示した周波数スペクトルの2倍高調波成分を0としてフーリエ逆変換を行ったときの波形 $f(k)$ の基本周波数の正弦成分のみが表示されている。

る2本目のスペクトル) を0として逆変換した結果である。0.2 Hz の成分が除去され、0.1 Hz の成分 (余弦成分の振幅が0であるから0.1 Hz の正弦波) が表示されている。このようにフーリエ変換の結果得られたフーリエ係数を操作した後に逆変換を行うことにより、任意の周波数成分を除去 (または増幅) したデータ列を作製することができ、これをデジタルフィルタの方法などとして応用することができる。

5. 高速フーリエ変換法

離散的フーリエ変換・逆変換を行う場合データと三角関数の積の積分が行われるが、この積の計算はデータの各点毎に行われ、通常はデータ数の半分ずつの余弦、正弦についての掛算が必要となる。データ数を N とするとこれだけで N^2 回の計算が必要で、 $N=100$ の場合では1万回、 $N=1000$ の場合では100万回の演算を行うことになる。このように、フーリエ変換法は処理時間が延長し円滑な分析処理を行うための障害となっていたが、近年、フーリエ変換を高速で行う方法が開発された。これを高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform : FFT) と言い、種々のプログラムが発表されている⁷⁾⁸⁾⁹⁾。FFTを使用した場合の掛算回数は $\frac{N}{2} \log_2 N$ 回となり、1024個のデータでは5120回の掛算操作でDFTと同様の結果を得ることができる。DFTとFFTの演算回数の差はデータ数が多くなるほど著明となってくる。PDP11/34のFORTRANプログラムの例で三角関数の値は予め数表を作製して演算時に引用するようにした場合でデータ数512のDFTとFFTの計算時間を比較してみると、DFTでは61秒必要であった演算時間がFFTでは1秒以下で終了できた。DFTとFFTの違いは演算回数の問題で、本質的な計算結果が異なる訳ではないが、FFTによる演算時間の短縮はこの例のように明らかに実際の運用面で大きな効果が期待できる⁷⁾⁸⁾⁹⁾。

このようにFFTはフーリエ変換法の主流となり、フーリエ変換自体をFFTと表現している論文を多数みかけるようになってきている。しかし、FFTでコンピュータ

によるフーリエ変換法がすべて解決した訳ではなく問題点も存在する。通常の FFT のプログラムではデータ数が2のべき乗 (..., 8, 16, 32, 64, 128, 256, 512, 1024, ...) に制限されている (データ数が自由に設定できる FFT のプログラムも存在はするが特殊なものであり、演算時間も遅延するなどの問題がある)。フーリエ変換法は対象が周期関数であり、分析区間が基本周期であることが条件となるが、このようにデータ数が2のべき乗に制限された場合は分析区間を基本周期に正しく設定できない可能性がある。この点、DFT はデータ数の設定に制限がないので演算時間は延長するが分析区間の設定には有利である。

また、DFT による演算時間の延長はデータの基本周波数からナイキスト周波数までのフーリエ係数を全て計算することに起因するが、DFT では任意の周波数 (周波数帯) 成分のみの係数の計算が可能であり、予め分析の対象となる周波数または周波数帯を限定できる場合は少数回の演算で目的を達することができる。

このようにフーリエ変換、逆変換の計算方法は FFT が主流ではあるが、DFT にも利点があり分析対象と演算時間の両方を検討した上でどちらを使用するかを決定した方がよい。

6. 重心動揺の周波数分析 (とくに分析区間の条件が周波数分析に与える影響について)

重心動揺記録は、X-Y 線図で記録される他、軌跡長、面積が評価のパラメータとされ、さらに最近では周波数分析が取り入れられるようになってきた。重心動揺記録の周波数分析は重心動揺記録の X, Y 軸成分の出力を

図7 分析区間より長い周期のデータによるスペクトルの変化

A : 重心動揺記録 (Y軸 (前後動揺成分)),
B : 周波数スペクトル (条件は図5と同様)

重心の前から後への移動の周期が分析区間を超えているために、基本周波数付近に大きな周波数スペクトルが発現している。

AD 変換し、FFT により求めた各周波数成分の係数から周波数スペクトルを計算し図5に示したように表示することができる。実際の臨床応用ではこのように周波数スペクトルを計算した後で、さらに周波数帯を定めて各周波数帯毎のスペクトルの比率を計算するなどの分析が行われている。通常、重心動揺検査は開・閉眼で30秒または60秒間検査が行われる。検査時間を60秒としこの全データを周波数分析の対象として1024点の FFT を行うとサンプリング周波数は 17.24 Hz、スペクトル分解能 (基本周波数) は 1/60 Hz で最高 8.5 Hz までの周波数分析を行うことができる。

ところで、図7-Aは重心動揺記録の閉眼Y軸 (前後動揺) 成分の波形であるが、重心が微動しながら前から後に移動していることが判る。図7-Bはこの波形の周波数スペクトルで左端の基本周波数に極めて大きい振幅が発現している。これは、このデータの重心の前から後への移動の周期が分析区間を超えていることに起因するもので、この区間内の移動を基本周期としてフーリエ変換された結果である。前に述べたように有限個のデータのフーリエ変換は周期的な現象を対象とした方法であり、分析区間はその周期よりも長く設定する必要がある。この重心の前方から後方への移動は一時的なアーチファクトと考えられるが、もしこのような低周波数動揺になんらかの臨床の意味があるとするならば、記録時

図8 周期に適合しない分析区間によるスペクトルの乱れ

A : $f(k) = 100 \cos 2\pi k/100$ の 1.5 周期を分析区間として表示, B : 周波数スペクトル
連続関数の 1.5 周期が分析区間となったために正確なスペクトルが表示されない例

本来は 1/100 で 1 本の線スペクトルが表示されるが、分析区間が周期に適合しないためにスペクトルに乱れが生じている。

間、分析区間の再検討を行った上で周波数分析をやり直す必要がある。

次に分析区間に明確な周波数成分が存在するにもかかわらずデータの周期と分析区間の関係で正確なスペクトルが分析できない例を示す。図8-Aは $f(k)=100 \cos 2\pi k/100$ でこの波形は無限に連続する関数であるが、このグラフでは($k=1\cdots\cdots 150$)と1.5周期が表示されている。この波形に対して、図に示した1.5周期を分析区間としたフーリエ変換の周波数スペクトルをBに示した。本来この関数のスペクトル解析では周波数1/100に100の振幅を示すスペクトルが1本表示されるはずであるが、Bのスペクトルはこの様にならず裾の広がった何本かのスペクトルが表示されている。これは、このデータ1.5周期の分析区間でフーリエ変換を行った場合、図9のように1.5周期の余弦波が周期的に発現することとなり、連続する周期の波形が滑らかに接続せずに不連続となることに起因している。もしこのデータの100(1周期)または200(2周期)などを分析区間としてフーリエ変換を行えばこのような現象は発現せず正確な周波

図9 不連続接点

図8では本図のように不連続に反復するデータをフーリエ変換することとなる。

数成分の抽出を行うことができる。このようにある分析区間のデータを周期的に連続させたとき発生するデータの断続を不連続接点といい、生体電気現象のように分析区間のデータの周期性が期待できない現象にフーリエ変換法を応用する場合に注意を要する問題点である。

不連続接点の影響を緩和するために窓関数 (window function) を元のデータに掛け合わせてデータの修正後にフーリエ変換を行う方法がある⁷⁾⁸⁾⁹⁾。図10, 11は図7, 8の波形をハミング窓 (hamming window) という窓関数で処理した後のデータとその周波数スペクトルである。窓処理を行わないときに比較して不連続接点の影響は少なくなっているが、図10では依然として基本周波

図11 図8の波形をハミング窓で処理した結果 (A)と周波数スペクトル(B) 窓関数の処理で不連続接点の影響は緩和されているが完全には解決されていない。

図10 窓関数による処理の例

図7 Aをハミング窓 (hamming window) により修正したデータ (A)と周波数スペクトル (B) ハミング窓: 次式でデータを修正し分析区間に不連続接点が生じないようにする。

$$f(k) = (0.54 - 0.46 \cos(k/N))f(k) \quad (N: \text{データ数})$$

$$k = 0 \cdots N-1$$

観測データが窓関数で変化している点に注意

数の高い振幅が残存し、11でも結果が1本のスペクトルでは表示されておらずこの処理が完全な解決法にはなっていないことが判る。また、ここではハミング窓を使用した窓関数には、三角窓、ハミング窓 (hanning window) などいろいろな種類のものがあり、どのような窓関数を使用するかによっても分析結果が異なってくる。

このように、重心動揺記録の周波数分析は簡易な手段で行うことができるが、その評価や、異なる検査条件、分析系のデータを比較する場合にはこれらの要因によるデータの変化に十分留意する必要がある。

私達はルーチンの重心動揺検査の周波数分析ではハミング窓を使用して重心動揺のパワースペクトルを計算し、さらに基本周波数のスペクトルを評価に加えないで周波数帯域のパワー比率を計算するようにして不連続接点の影響を緩和するようにしている。

7. フーリエ変換・逆変換を応用した電気性身体動揺検査 (Galvanic Body Sway Test: GBST) の定量的分析

私達は頭部に直流電気刺激を負荷したときの身体動揺

を検出する GBST をルーチンの平衡機能検査に導入している。この検査は前庭障害の内耳障害と後迷路障害を鑑別する検査として臨床上重要な意味を持っている。この検査は図12上段のような電気刺激に対して、正常例では図12下段に示したような反応波形が発現するもので、この検査の詳細と臨床的意義についてはこれまでに報告した^{10)~12)}のでここでは省略し、本検査の定量的分析法について述べる。

図13に刺激波形と正常反応波形の周波数スペクトルを示す。刺激波形は矩形波成分を反映して高い周波数帯までスペクトルが広がっているが、正常反応波形では 0.6 Hz 以上の周波数成分は殆ど含まれていない。したがって、GBST の反応波形について 0.4 Hz 以下の周波数成分により反応を計測できることとなる。このために GBST の反応波形について 0.4 Hz 以下の周波数成分のフーリエ係数を DFT で計算する。ついでこの係数でフーリエ逆変換を行い、0.4 Hz 以下の周波数成分で反応波形を再合成する。

図12 電気性身体動揺検査の刺激と正常反応波形
上段：刺激波形，下段：正常反応の波形，電気刺激による身体動揺を10回加算した。左右の反応が重ねて表示してある。

図13 刺激波形（上段）と反応波形（下段）の周波数スペクトル
 スペクトル間隔は 0.2 Hz, 正常反応波形には 0.6 Hz 以上の周波数成分は殆ど含まれていない。

図14-Aに正常波形, Bに無反応症例の処理結果を示した。正常反応では反応波形と再合成された波形は殆ど一致しているが, 無反応例では, 刺激に対応した 0.4 Hz 以下の周波数成分が殆ど発現していないことが判る。図15は身体動揺の大きな症例の記録で, 右反応は正常, 左反応は不規則な身体動揺のため電気刺激による反応が明確でないが, この処理により 0.4 Hz 以下の周波数成分 (矢印) は右反応に比較して低振幅であることが確認できた。この方法は反応中に含まれている目的外の周波数成分をデジタルフィルタで除去する方法としてフーリエ逆変換を応用した例である。

8. フーリエ変換法を応用した振り様回転検査, 温度性眼振に対する直線加速度の影響の分析

図16は振り様回転検査 (0.1 Hz, 振幅 ± 120 度, 最大刺激速度 74.5度/秒) の眼運動記録でAは原波形, Bは微

図14 フーリエ逆変換による GBST 反応の計測
 正常反応の例 (A): 0.4 Hz 以下の周波数成分で再合成した波形は記録波形に一致している。
 反応異常の例 (B): 0.4 Hz 以下の周波数成分が低振幅であることを示した。

分波形 (コンピュータ処理) を X-Y プロッタ上に表示したものである。振り様回転検査は刺激速度に対する眼運動速度の比を利得で表示して評価することが一般的であり (VOR gain), さらに 振り様回転に対する眼運動の位相差をパラメータとして分析を行う場合がある。本項ではフーリエ変換法を応用した振り様回転検査の分析について述べる。

図16-A, Bの正弦波様の波形は眼運動と眼運動速度をフーリエ変換し回転イスの運動周波数で逆変換した波形である。これは, フーリエ変換により回転眼振の緩徐相成分の周波数分析を試みたものであるが図から判るように, 逆変換結果には緩徐相成分は殆ど反映されていない。これはフーリエ変換が眼振急速相の影響を受けた結果と考えられた。このため, 眼振波形から急速相を除去・

図15 身体動揺の大きな症例の分析

不規則な身体動揺がみられるがこの処理で 0.4 Hz 以下の周波数成分の振幅を計算し、反応の左低下（矢印）を検出できる。

図16 振子様回転検査の眼運動（A）とその微分波形（B）

波形に重ね合わされた正弦波は、眼運動波形の刺激周波数成分のフーリエ逆変換結果である。両者が一致しないのは眼振急速相の影響を受けた結果である。

図17 急速相の補正後の眼運動（A）とその微分波形（B）

急速相の除去により正確な周波数分析が可能となった。

図18 直線加速度の温度眼振に与える影響の分析

- A: 温度性眼振反応と直線加速度の波形 (較正は 10 deg, 10 sec)
直線加速度の反対方向に眼位の変化がみられる。
- B: Aの眼運動の周波数スペクトル (振幅スペクトル)
刺激周波数 (0.125 Hz) に一致したスペクトルのピークがみられる。
- C: Aの眼運動から眼振急速相を除去・補正した波形 (較正は 100 deg, 10 sec) 振子様回転眼振と異なり眼位が緩徐相測に連続的に偏位している。
- D: 直線加速度への影響をみるためにCの波形を微分, 速度波形に対してフーリエ変換を施行し周波数スペクトルを表示。眼位の分析と異なり緩徐相速度では刺激周波数に対応する明確なピークがみられない。

補正した後に周波数分析を行うことにした。急速相部分の眼運動は同じ間隔の直前の眼振緩徐相成分で補間することで補正した。図17は急速相を補正後の眼運動とその微分波形で振子様刺激に対応した正弦波を示している。微分波形には刺激周波数による逆変換の波形が重ねられており両者は完全に一致している。

したがって、この微分波形のフーリエ変換を行い、椅子の回転周波数に対応する振幅スペクトルを計算すると、回転刺激に対応した眼振緩徐相速度を求めることができ、最大回転速度との比を計算することにより前庭動揺眼反射の利得を計算できる。また、この周波数スペクトルの位相角から回転運動と眼運動の位相差を計測することができる。従来、VOR ゲインの計測は振子様回転眼振の各相の最大速度を計測してきたが、この方法の採用によりアーチファクトの影響を受けにくく、また、ゲインと位相差を同時に計測できる利点が認められた³⁹⁾。

私達は同様の処理で温度性眼振に対する直線加速度の影響を分析した。本稿ではその詳細は省略するが図18に示したように、温度刺激直後、左右方向に直線加速度 (0.125 Hz, 最大 0.16 G) を負荷した際の眼位と温度性眼振の緩徐相速度に対する刺激周波数の影響を観察する

ことができた。この処理においては、眼位に対する周波数分析では急速相の補正は行わないが、速度に対する分析では回転眼振に対する場合と同様に急速相の補正が必要であった³⁹⁾。

これらは、周波数分析の手段としてフーリエ変換法を適用する前段階として原信号に対して適切な処理を加えないと目的を達することができない実例として提示した。

9. 結 語

以上、フーリエ変換法について簡単に解説し、平衡機能検査における応用の実例と注意すべき点について紹介した。フーリエ変換法の理論とそのコンピュータ処理についての詳細は専門書を参照していただきたい。本稿ではフーリエ変換法の周波数分析への応用を主体に述べたが、この分析法は単に周波数スペクトルを求めるだけではなく、さらに色々な応用が可能であり、その意義を理解して利用することで適用範囲の拡大が期待された。

文 献

- 1) 時田 喬: 第9章 重心動揺検査. 中西 孝, 島村 宗夫編. 臨床神経生理学入門. 378-411頁, 真興交易医書出版部, 東京, 1975

- 2) 渡辺行雄, 大橋直樹, 水越鉄理, 他: 平衡機能検査の分析・刺激制御のためのコンピュータシステム. 医療情報学 Vol. 6, No. 4, 1986
- 3) 水越鉄理: めまい平衡障害の診断と治療. 現代医療社, 東京, 1988
- 4) 渡辺行雄, 今村純一, 大橋直樹, 他: 電気性身体動揺反応検査 (galvanic body sway test) の刺激制御, 分析システム. 第8回医療情報学会連合会大会論文集. 829-832頁, 1988
- 5) Watanabe Y, Mizukoshi K, et al: Influence of linear acceleration upon function of the semicircular canal, In Aerospace Science ed. by Yajima K, Nihon University, 1989 (in print)
- 6) H P スウ, 佐藤平八郎訳: フーリエ解析. 森北出版, 東京, 1979
- 7) 安居 猛, 中嶋正之: FFT の使い方. 広済堂産報, 東京, 1981
- 8) 日野幹夫: スペクトル解析. 朝倉書店, 東京, 1977
- 9) 南 茂夫編: 科学計測のための波形データ処理. CQ 出版社, 1986
- 10) 渡辺行雄, 水越鉄理, 他: Galvanic body sway test の電子計算機による分析. 耳鼻臨床 75: 2350-2354, 1982
- 11) 渡辺行雄, 大井秀哉, 水越鉄理, 他: 前庭機能異常例における Galvanic body sway test の所見. 耳鼻臨床 76: 2401-2406, 1983
- 12) 渡辺行雄, 沢 昌代, 水越鉄理, 他: Galvanic body sway test の新たな刺激法について. Equilibrium Res 43: 55-59, 1984

Abstract

With the aid of diffusion computer the Fourier transform has generally been used to analyze the frequency responses of various bioelectric signals. We have introduced this method in the analysis of the following equilibrium tests

- 1) Frequency analysis of the body sway test.
- 2) Quantitative analysis of the galvanic body sway test.

In this analysis the inverse Fourier transform is used to detect frequency components of body sway responses corresponding to galvanic stimulations.

- 3) Computation of the gain and phase lags of the vestibulo-ocular reflex in the pendular rotatory test.
- 4) Analysis of the influence of linear acceleration on caloric nystagmus.

Although the Fourier transform can be applied simply by computer, a wrong diagnosis can result of analysis if it is applied without a full understanding this method. This paper describes the fundamental theory and practice of the Fourier transform in equilibrium tests.

Key words: Fourier transform, frequency analysis, body sway test, galvanic body sway test, pendular rotatory test

(原稿到着: 平成1年4月15日
別刷請求先: 渡辺行雄
〒930-01 富山市杉谷 2630
富山医科薬科大学耳鼻咽喉科学教室)