

^{31}P -CSI のための基線補正

宮崎敏幸

シーメンス旭メディテック(株)技術開発センター

はじめに

^{31}P の MR 信号を CSI (Chemical shift imaging) 法^{1)~4)}によって得るためには、基本的には2つの方法がある。ひとつは Fig.1 に示されるような FID 信号を得る方法。もうひとつはスピネコー信号を得る方法である。このどちらかの方法を選択するかによってデータ検出後のデータ処理には大きな違いが生じる。FID 信号を得る方法では、位相エンコーディングに要する期間だけ信号検出に遅延が生じ、このためケミカルシフトに比例した位相の差が発生し、ケミカルシフトに対し1次の位相補正を行った後に基線に歪が生じるからである。スピネコー信号を得る方法では、上記位相差は生じない(1次の位相補正は必要ない)為、基線に歪は生じない。しかしながら、スピネコー信号を得る方法は *in vivo* ^{31}P スペクトロスコピーでは ATP および PDE の緩和時間が短いため、エコー時間をこれを考慮して十分に短くできないような場合は信号減衰のため、S/N 比が低下し実用的とはならない。

そこで、上記原因によって生じる基線の簡単な補正方法が提案された^{5)~7)}しかしながら、論文5)に提案されている方法ではスペクトルの定量性の精度が不十分であり、さらに補正結果がオ

ペレーターの操作に強く依存する。論文6)において提案されている方法は、基線の発生する理論に基づいていないため、補正結果の評価ができない。論文7)は補正結果の誤差を表す適当な指標がないため、補正結果に対して多数回のオペレーターの判断が必要であるにもかかわらず、オペレーターの判断の助けになるものが無い。

この論文の目的は、スペクトルの臨床において基線補正を正しく、オペレーターの操作に依存することなしに自動的に行い、さらにスペクトルを構成している各ピークの情報すなわち位置、振幅、幅や積分値などを同時に知ることができる方法を提案することである。

理 論

最初に、これから扱う信号は位相エンコーディングに対してデコーディング(フーリエ交換)したもの、すなわち各ヴォクセルに対する FID 信号とする。位相エンコーディングはこの問題とは独立に扱えることができるので、議論に一般性を欠くことはない。

【1】完全なスペクトル

R.F.パルスの励起によって生じる信号 $s(t)$ は各成分の信号 $s_n(t)$ の重畳として、書くと、

$$s(t) = \sum_n s_n(t)$$

キーワード MRS, CSI (chemical shift imaging), baseline correction

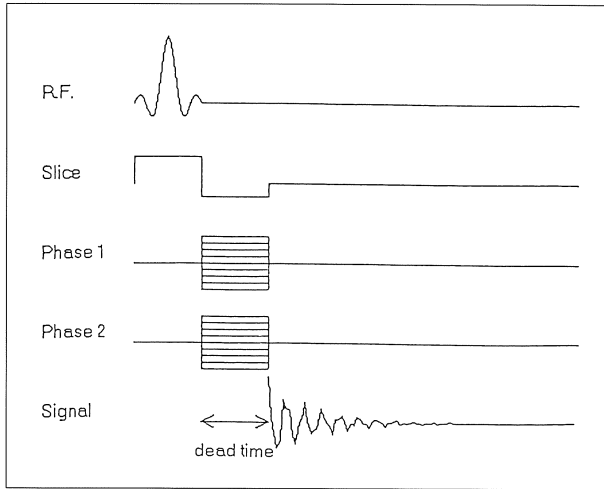


Fig. 1. A pulse sequence of ³¹P 2D-CSI in which FID signals are acquired.

$$= \sum_n A_n \times \exp(-a_n t - i\omega_n t + i\phi) \dots(1)$$

ここで、

A_nはt = 0での信号s_nの絶対値、
a_nは信号s_nの緩和などに起因する減衰定数、
ω_nは信号s_nの角周波数、

である。

これをフーリエ交換すると、スペクトルS(ω)を得る。

$$S(\omega) = FT(s(t) \times \text{rect}(0, \infty)) \\ = \sum_n A_n \times (a_n + i\omega) / (a_n^2 + (\omega - \omega_n)^2) \\ \times \exp(i\phi) \dots(2)$$

ここでFTはフーリエ交換 $\int_{-\infty}^{+\infty} d\omega \cdot \exp(i\omega t)$ を表し、関数rect(a,b)は

$$\text{rect}(a,b) = 1 \quad t = a \sim b (b \geq a), \\ = 0 \quad t \neq a \sim b$$

なる関数である。

S(ω)にexp(-iφ)を乗じて0次の位相補正を行ったものを完全なスペクトルと呼ぶことにする。

$$S_c(\omega) = S(\omega) \times \exp(-i\phi) \\ = FT(s(t) \times \exp(-i\phi) \times \text{rect}(0, \infty))$$

【2】観測されるスペクトル

一方、観測される時間信号s'(t)はデータ検出に遅延があるため(1)式のt = Δtからの信号となる。すなわち、

$$s'(t) = \sum_n A_n \times \exp(-a_n(t + \Delta t) - i\omega_n(t + \Delta t) + i\phi) \\ = \sum_n s_n(t) \times \exp(-a_n \Delta t - i\omega_n \Delta t) \\ \dots\dots\dots(4)$$

となる。対応するスペクトルは、

$$FT(s'(t) \times \text{rect}(0, \infty)) \\ = \sum_n A_n \times \exp(-a_n \Delta t) (a_n + i\omega) \\ / (a_n^2 + (\omega - \omega_n)^2) \\ \times \exp(i\phi - i\omega_n \Delta t) \dots\dots\dots(5)$$

であり、位相項exp(iφ - iω_nΔt)を持つ、観測したスペクトルからω_nは知ることができないの

で、位相項 $\exp(i\phi - i\omega_n \Delta t)$ を除去するために、 $\exp(-i\phi + i\omega \Delta t)$ を乗じて0次の位相差 ϕ の他に周波数に比例した位相差 $\omega_n \Delta t$ を取り除くこと(1次の位相補正)が一般に行われている。1次の位相補正の結果、基線に歪が観測される。位相補正後のスペクトル $S_o(\omega)$ は

$$\begin{aligned} S_o(\omega) &= \text{FT}(s'(t) \times \text{rect}(0, \infty)) \\ &\quad \times \exp(-i\phi + i\omega \Delta t) \\ &= \text{FT}(s'(t) \times \exp(i\omega \Delta t) \\ &\quad \times \text{rect}(0, \infty)) \times \exp(-i\phi) \\ &= \text{FT}(s'(t - \Delta t) \times \text{rect}(\Delta t, \infty)) \\ &\quad \times \exp(-i\phi) \\ &= \text{FT}(s(t) \times \text{rect}(\Delta t, \infty)) \\ &\quad \times \exp(-i\phi) \\ &= \text{FT}(s(t) \times \exp(-i\phi) \times \text{rect}(\Delta t, \infty)) \\ &\quad \dots(6) \end{aligned}$$

となる。

【3】基線補正曲線

これにより、基線補正曲線 $S_b(\omega)$ は

$$\begin{aligned} S_b(\omega) &= S_c(\omega) - S_o(\omega) \\ &= \text{FT}(s(t) \times \exp(-i\phi) \\ &\quad \times (\text{rect}(0, \infty) - \text{rect}(\Delta t, \infty))) \\ &= \text{FT}((s(t) \times \exp(-i\phi) \times \text{rect}(0, \Delta t))) \\ &= \text{FT}((s(t) \times \exp(-i\phi) \\ &\quad \times \text{rect}(0, \infty) \times \text{rect}(0, \Delta t))) \\ &= S_c(\omega) * \text{FT}(\text{rect}(0, \Delta t)) \dots\dots(7) \end{aligned}$$

で計算される。

ここで、*はコンヴォリューションを表す。

基線補正曲線 $S_b(\omega)$ は(7)式で計算されるが、 $S_c(\omega)$ は求めるべき基線補正後の結果であるから実際には知ることができない。そこで論文5)では得られたスペクトルの絶対値を $S_c(\omega)$ の実部信号として代用するか、あるいはこの絶対値信号から各ピークの高さおよび位置を測定し、観測された各ピークの位置に、観測された高さを持ち、ピーク幅が0のスペクトルとして $S_c(\omega)$

を表現して代用することを提案している。しかしながら、絶対値信号を実部信号として代用することは、実部信号と絶対値信号の関数形が異なることから誤差を生じさせる。次に $S_c(\omega)$ のピークの高さと位置だけで幅が0のスペクトルとして表現することは $S_c(\omega)$ が各ピーク点にだけ存在することとなり、全周波数領域を変域といるコンヴォリューション計算(積分)が離散的な点(各ピーク点)だけで行うことができるため、時間を短縮することができるが、あとで述べるようにピークの幅を考慮しないことは誤差を大きくするし、各ピークの高さおよび位置がオペレーターの選択(測定)に基づくため補正がオペレータ依存となる。またCSIでは多数個のデータを処理する必要があるため、オペレーターの作業が増し臨床応用には不利であると思われる。

そこで、(7)式を(1)を用いて書いてみる。

$$S_b(\omega) = \int_0^{\Delta t} \sum_n A_n \cdot \exp(-a_n t) \cdot \exp(i(\omega - \omega_n)t) dt \dots\dots(8)$$

ここで、

$$\exp(-a_n t) \doteq 1 \quad (\text{区間 } t=0 \sim \Delta t \text{ において}) \dots\dots(9)$$

と仮定する。*in vivo* ³¹P-CSIでの各々の成分の緩和時間を考慮すれば、最大傾斜磁界強度など市販の臨床MR装置のハードウェアの制約内で、この条件を満たすような位相エンコーディングの時間 Δt を十分に設定可能である。例えば、 $a_n \doteq 25(1/s)$ (1.5Tではこの場合ピークから半値までの幅が1ppmのスペクトルに対応する)で、 $\Delta t = 2ms$ の場合、区間 $t=0 \sim \Delta t$ で $\exp(-a_n t)$ は1から0.95までなめらかに変化するので、この程度であれば、仮定を取り入れる価値があると思われる。この仮定を導入すると(8)式は、

$$S_b(\omega) = \sum_n A_n (\exp(i(\omega - \omega_n)\Delta t) - 1) / i(\omega - \omega_n) \dots\dots(10)$$

となる。この実部をとると、

$$Sb(\omega) \text{ の実部} = \sum_n A_n \sin((\omega - \omega_n) \Delta t) / (\omega - \omega_n) \dots \dots \dots (11)$$

となる。

【4】ピークパラメータ

ここで、スペクトルの各ピークの高さ、幅、位置を表すパラメータ Pamp_n, Pwid_n, Ppos_n (これをまとめてピークパラメータと呼ぶことにする)

$$\left. \begin{aligned} Pamp_n &= A_n / a_n \\ Pwid_n &= a_n \\ Ppos_n &= \omega_n \end{aligned} \right\} \dots \dots \dots (12)$$

を導入すると、完全なスペクトル Sc(ω) の実部は(2), (3)式より、

$$Sc(\omega) \text{ の実部} = \sum_n Pamp_n \times Pwid_n^2 / (Pwid_n^2 + (\omega - Ppos_n)^2) \dots \dots \dots (13)$$

となる。また

$$Sb(\omega) \text{ の実部} = \sum_n Pamp_n \times Pwid_n \times \sin((\omega - Ppos_n) \Delta t) / (\omega - Ppos_n) \dots \dots \dots (14)$$

と書くことができる。(14)式は sinc 関数 sin(x)/x の重畳した形になっており、それぞれの sinc 関数の振幅は各ピークの振幅と幅を乗じたもの比例し(すなわち積分値に比例し)、中心位置はピークの位置となっていることがわかる。この関数形から明らかのように、論文5)で提案された、ピークの高さと位置だけを与えて計算した基線補正曲線はピークの幅が異なる場合には正確なものとはならないことを表している。

【5】基線補正曲線推定のための推定誤差関数

基線補正問題は、(14)式を求める問題となった。すなわち、それぞれのピークパラメータを推定する問題となった。

次にピークパラメータ値を推定するために、ピークパラメータ値の推定誤差を表す誤差関数をピークパラメータの関数であることを陽に表

して error(p) と定義する。

$$\begin{aligned} error(p) &= \int_{-\infty}^{+\infty} (\text{推定される完全なスペクトルの実部} \\ &\quad - \text{補正されたスペクトルの実部})^2 d\omega \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} (Sc(\omega, p)r - (Sb(\omega, p)r + So(\omega)r))^2 d\omega \dots \dots \dots (15) \end{aligned}$$

ここで、p は(12)式で定義したピークパラメータ、Sc(ω, p)r は(13)式で計算される完全なスペクトルの実部、Sb(ω, p)r は(14)式で計算される基線補正曲線の実部、So(ω)r は観測されるスペクトルの実部を表し、Sc(ω, p)r と Sb(ω, p)r についてはピークパラメータpの関数であることを陽に示した。(15)式はスペクトルがωの連続な関数として表されているが、観測されるスペクトルは離散的な量であるから、データ点数をn、スペクトル分解能をΔωとして以下のようにerror(p)を再定義する。

$$error(p) = \sum_{k=n/2}^{k=n/2-1} (Sc(k\Delta\omega, p)r - (Sb(k\Delta\omega, p)r + So(k\Delta\omega)r))^2 \dots \dots \dots (16)$$

この誤差関数を十分に小さくするようなピークパラメータ値が得られれば、基線補正を行うことができる。

結果と考察

Fig.2(a)はFig.1に示されたパルスシーケンスを用いて得られた位相補正後の基線に歪の観測される実部スペクトル So(ω)r と、推定されたピークパラメータ値から計算された基線(基線 = -1 × 基線補正曲線 Sb(ω, p)r)である。Fig.2(b)は(a)の実部スペクトル So(ω)r と推定された基線補正曲線 Sb(ω, p)r から基線補正された実部スペクトル (So(ω)r + Sb(ω, p)r) と推定されたピークパラメータ値から計算された完全なスペクトル Sc(ω, p)r である。Fig.2(b)

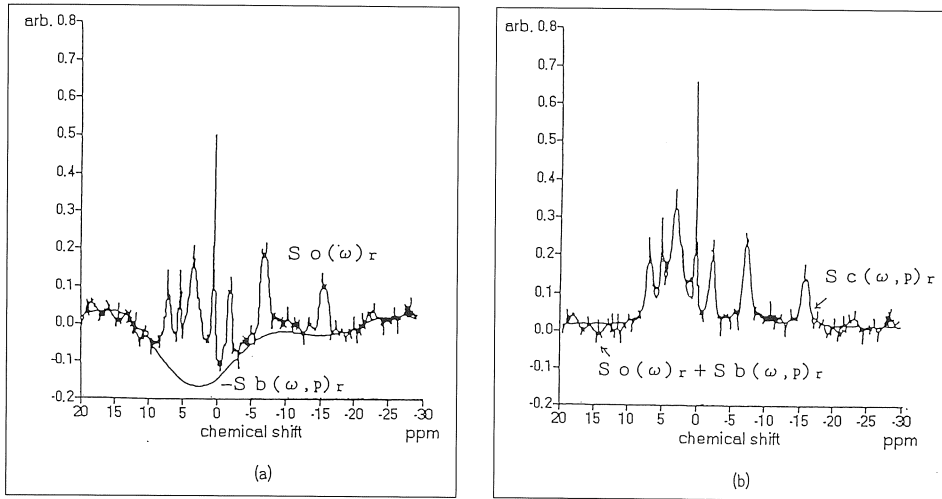


Fig.2. (a) Real part of the observed spectrum after the phase correction and the baseline shape estimated by using the described technique. (b) Real part of the corrected spectrum with the subtraction of the estimated baseline shape from the observed spectrum in (a) and the theoretical spectrum calculated with the estimated peak parameters.

から基線補正された実部スペクトルと完全なスペクトルが良く一致しており、ピークパラメータが正しく推定されたことがわかる。

ピークパラメータの初期値としては位相補正後の実部スペクトルをグラフィックディスプレイ上に表示し、この上で測定したものを用いたが、一般に、人体を対象としたスペクトロスコピーでは、測定核種及び測定部位によって、スペクトルの成分は前もって知られている。従って、ピークパラメータの初期値としては、考えられる成分を持つ典型的なスペクトルのピークパラメータ値をとっても良いし、さらに、二乗誤差 $error(p)$ を収束させるスピードを一層上げるために、対象とするスペクトルに、より合致した初期値を簡単なアルゴリズムによって、計算して与えることもできる。例えば、

(対象スペクトルの各ピークの絶対値 ÷ 典型的なスペクトルの各ピークの絶対値 × 典型的なスペクトルの各ピークの高さ)

をピークの高さの初期値として与えることも可

能である。また、Burger ら⁸⁾の提案している方法を用いてピークパラメータの初期値を与えることも可能である。

二乗誤差 $error(p)$ を収束させるスピードは、ピークパラメータの初期値の他に、アルゴリズムにも依存する。本試行では、各ピークにつきピークパラメータ値をあらかじめ設定された割合で変化させて、二乗誤差 $error(p)$ を評価し、 $error(p)$ が最小となるピークパラメータ値を決定することを1ループとして、このループをあらかじめ設定した回数だけ繰り返すという方法を用いた。ここで、(14)式から明らかのように基線補正曲線に対する各ピークの寄与はその積分に比例していることに着目して、各ループにおいて、積分値の最も大きいピークのピークパラメータ値から順次推定していく方法を用いた。

本試行により、適切なピークパラメータの初期値と、データ検出遅延時間、ループ繰り返し回数および各ピークパラメータ値を変化させる割合を設定すれば、自動基線補正が可能であり、

CSIなどのマルチヴォクセルスペクトロスコピーのように、多数個のスペクトルを処理する必要がある場合に有効であると思われる。また、基線補正を行う理由は、基線を補正してより精度の高いピークパラメータ値を求める事であったが、これらの情報は、基線補正された段階ですでに得られている。従って、本方法は臨床における³¹P-CSIのデータ処理において、特にスペクトルの定量性の向上とオペレーターの負荷を軽減することに貢献するものと思われる。

文 献

- 1) 山本 徹：ケミカルシフトイメージング。日磁医誌，6：221-239，1987。
- 2) 宮崎敏幸：多核種イメージング（ケミカルシフトイメージングを含む）と領域選択スペクトロスコピーの技術。Innervision，4：28-32，1989。
- 3) Bottomley PA, Charles HC, Roemer PB, Flamig D, Engeseth H, Edelstein WA, and Mueller OM：Human *in vivo* phosphete metabolite imaging with ³¹P NMR. Magn Reson Med, 7：319-336, 1988。
- 4) Maudsley AA, Twieg DB, Sappy-Marinier D, Hubesch B, Hugg JW, Matson GB, and Weiner MW：Spin echo ³¹P spectroscopic imaging in the human brain. Magn Reson Med, 14：415-422, 1990。
- 5) Allman T, Holland GA, Lenkinski RE, and Charlest HC：A Simple Method for Processing NMR Spectra in which acquisition is delayed：Applications to *in vivo* localized ³¹P NMR spectra acquired using the DRESS thechniqe. Magn Reson Med, 7：88-94, 1988。
- 6) Nelson SJ and Brown TR：A method for automatic quantification of one-dimensional spectra with low signal-to-noise ratio. J Magn Reson, 75：229-243, 1987。
- 7) Heuer A and Haeberlen U：A new method for supperessing baseline distortions in FT NMR. J Magn Reson, 85：79-94, 1989。
- 8) Burger C, McKinnon G, Buchli R, and Boesiger P：Tward fully automatic estimation of *in vivo* ³¹P spectra. Magn Reson Med, 32：216-221, 1991。

Automatic Baseline Correction for ³¹P-CSI

Toshiyuki MIYAZAKI

Technical Development Center, Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd.
221 Tanazawa, Astugi, Kanagawa 243-02

In CSI (Chemical shift imaging) which allows us to get multispectra in a study, there are two conventional ways to acquire MR signals. One is the way to acquire spin echo signals, and the other to acquire FID signals. In clinical ³¹P-CSI, the later has been used to get enough signal to noise ratio because of rapid relaxation of the ATP or PDE. In this data acquisitions, however, the dead time for the phase encoding causes baseline distortion.

An automatic baseline correction technique which enable us to make quantitative analysis of the spectra simultaneously is described, and an example of the baseline correction with the technique is shown. The technique employs the way to minimized the square error between the theoretically derived spectrum and the corrected spectrum with the theoretically derived baseline shape.