

# Magnetic-Field-Gradient Spinning EPR イメージングにおける画像歪みの解析

北海道職業能力開発大学校 大野 桂 一

Analysis of Distorted Images Acquired from Magnetic-Field-Gradient Spinning EPR Imaging

Keiichi OHNO

**要約** 著者と渡邊は磁場勾配を高速で回転させる新しい方式の EPR イメージングを開発し、従来の EPR イメージングに比べて同一 S/N 比の画像を得るのに必要なデータ取り込み時間を約 1 / 70 に短縮することに成功した。但しそのために磁場勾配回転周波数を高速にすると画像歪みとして回転と縮小が発生する。本論文では再構成された画像に生ずる歪みに関して解析した結果を報告する。回転は EPR スペクトロメータや PC にセットしたインターフェイス、高速応答電源等の周波数特性には関係なく、磁場勾配発生用コイルのインピーダンスが主に起因することが判明した。シミュレーションの結果、回転すなわち画像の位相遅れは  $\eta = \psi \sin^2 \omega_g t + \phi \cos^2 \omega_g t$  の式で表せることが判った。ここで、 $\eta$ 、 $\psi$ 、 $\phi$  および  $\omega_g$  はそれぞれ合成磁場勾配方向  $r$  および  $x$ 、 $z$  軸に対する位相遅れと磁場勾配回転角周波数である。回転および縮小に対しては実測値に対する近似式を用いて歪んだ画像から正しい画像を得るいわゆる画像復元が可能となる。但し画像分解能の劣化は不可避である。

## 序文

1973年 Lauterbur は NMR zeugmatography と称して初めて核磁気共鳴断層映像法（現在の MRI）を発表した。水を入れた二本のキャピラリーからなる試料の断面を初めて測定した<sup>(1)</sup>。zeugmatography とはギリシャ語の ζευγμα (zeugma) に由来した言葉である。Lauterbur はその時、Flemy 塩をキャピラリーに入れて EPR zeugmatography を試みたと言われているが、発表はされていないので真偽の程は不明である。

EPR イメージングのパイオニアの仕事は1980年前後にほぼ同時に三グループによって行われた。南アフリカの Hoch と Day<sup>(2)</sup> はダイヤモンド中の窒素原子を、東独の Karthe と Wehrdorfer<sup>(3)</sup> は DPPH (diphenyl-picryl-hydrazil) 固体を、そして大野<sup>(4)</sup> は硫酸水溶液を凍結した円筒形試料に線照射した時に安定捕捉される水素原子および重水素原子の分布を測定した。

このように当初は物理、物理化学および生物学が主

な研究対象であり、その後大野は EPR イメージングを研究手段として放射線化学の基礎過程や線形加速器からの電子線による高分子固体、アミノ酸固体中に生成する常磁性物質の種類と分布等の研究を行った<sup>(5)</sup>。

1990年代になると生体医学分野において体内の活性酸素が老化の原因であることが明らかにされ始め、活性酸素が常磁性物質であることから、安定なスピラベル（あるいはトラップ）剤やスピンプローブ剤等の試薬開発と同時に EPR イメージング装置の高性能化が研究され始めた。

NMR イメージングすなわち MRI はすでに著しい発展を遂げ、現在医学では不可欠な医療診断装置となっている。MRI を EPR イメージングと比較すると、水素原子核磁気モーメントが電子磁気モーメントの約 1 / 1840 である、取り扱う電磁波が RF 領域でありパルス技術が容易である、一方 EPR ではマイクロ波領域でパルス化は容易ではなく特に電力増幅器は高価である上短寿命である、共鳴吸収されたエネ

ルギーの緩和時間が3桁ほど長いために、NMRでは時間領域技術すなわち Fourier 変換技術を縦横に利用する事が出来る、生体の RF 電磁波吸収が殆どない、水素原子は例えば人間の体内には約110Mol/lの超高濃度で存在する特異な対象物である、等の有利な原因により MRI は急速な発展をみた。

EPR イメージングはこれらが全てに不利な条件となり、FT-EPR は限られた常磁性種には成功しているが必ずしも汎用ではない。しかし NMR と EPR は観測対象が異なり、補完的な関係であるのでもし使い勝手のよい EPR イメージングが出現すれば非常に有意義なこととなる。生体 EPR イメージングとしては主に比較的電磁波吸収が少ない L バンドすなわち 1 GHz

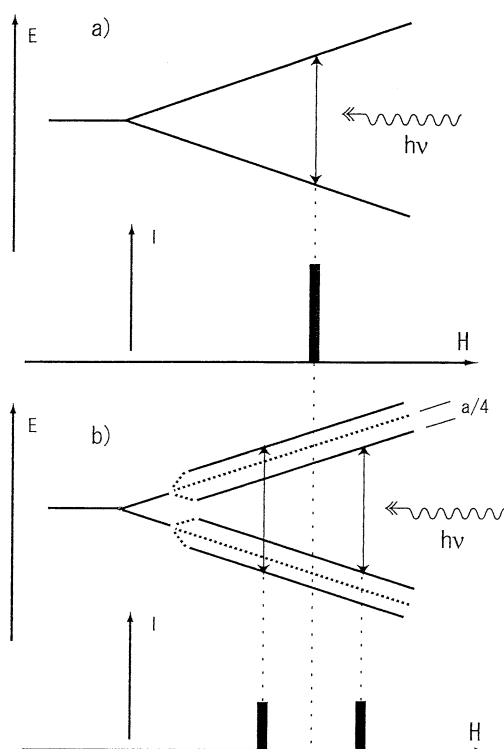


図1 EPR の原理 a) Zeemann 効果、b) Zeemann 効果と超微細相互作用  
E: エネルギー、I: 吸収強度、H: 外部磁場、hv: 電磁波エネルギー、a: 超微細相互作用の大きさ

以下のマイクロ波を用いて開発が進められており、主な観測対象はマウスやラットである。

まず EPR および EPR イメージングの原理を簡単に説明する。図 1(a)は静磁場 H におけるスピン  $S = 1/2$  に対する Zeemann 効果を表わし、 $h\nu = g\beta H$  における許容遷移が垂直矢印で示してある。ここで、 $h$ 、 $\nu$ 、 $g$  はそれぞれ Plank 定数、振動数、自由電子の g 因子および Bohr 磁子である。自由電子のみの EPR スペクトルはこの許容遷移による単純な 1 本線スペク

トルになる。

電子の周囲に核スピン  $I = 1/2$  の水素原子が存在するとその超微細相互作用により更に 2 本線に分離する (図 1(b))。電子の周囲に異なる a を有する 2 種類の水素原子が 2 個存在する場合は 2 本線のそれぞれが更に 2 本線に分離し、等強度の 4 本線となる。同種類の水素原子が 2 個存在する場合は 4 本線の内の内側の 2 本線が重なり、強度が 1 : 2 : 1 の 3 本線となる。

以上は g および a が等方性である場合であるが、異方性の場合にはその相互作用の大きさは静磁場と電子軌道あるいは電子スピン・核スピン間ベクトルの角度に依存し、更に複雑なスペクトルとなる。より詳細な議論は成書を参照して頂きたい<sup>(6)</sup>。

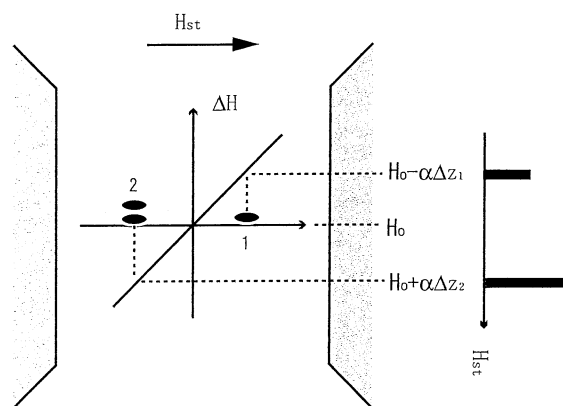


図2 EPR イメージングの原理  
 $H_{st}$ : 外部掃引静磁場、 $\Delta H$ : 変位磁場、 $\alpha$ : 磁場勾配の大きさ、 $H_0$ : 真の共鳴磁場、 $\Delta Z_1, \Delta Z_2$ : 試料 1、2 の変位

図 2 は単純な 1 本線のスペクトルを持つ試料に対する EPR イメージングの原理である。静磁場に更に磁場勾配 (MFG) を加えることにより、位置情報は共鳴磁場に 1 対 1 に投影される。

図 3(a)は MFG 非回転 EPR イメージングを示す。その方法はまず MFG を角度  $\theta$  に向け、静磁場  $r$  を掃引して投影スペクトルを取りこむ。その後 MFG を一定角度回転させ再び静磁場  $r$  を掃引して投影スペクトルを取りこむ。以下同様に繰り返す<sup>(5)(7)</sup>。図 3(b)は MFG 回転 EPR イメージングを示しており、掃引磁場を固定して、MFG を 1 ないし数回回転させてデータ取込を行なった後、掃引磁場を 1 ステップ移動させ、同様に MFG を回転させてデータ取込を行なう。この繰り返しの必要とする範囲の掃引磁場について行なう。その後 MFG の各角度に対応する位相の信号を取り出して、それぞれの角度に対する投影スペクトルとする<sup>(8-13)</sup>。

中、渡邊および大野は後者の方法による EPR イ

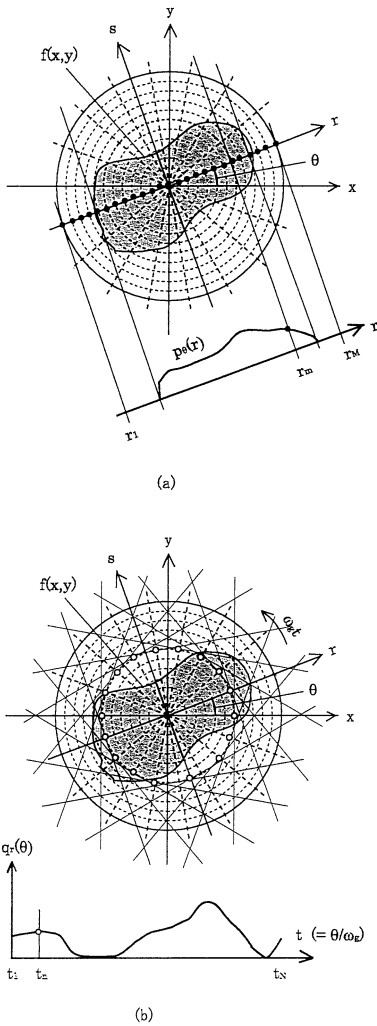


図3 従来方式(a)と磁場勾配回転 EPR イメージング(b)の比較  
 静磁場はx軸方向。f(x,y)：常磁性種密度分布、  
 r：合成磁場勾配軸、θ：角度

イメージングを開発し、データ取込時間を従来法の1/70に短縮することに成功した<sup>(13)</sup>。MFG回転法が従来のMFG非回転EPRイメージングより優れている点は何処から起因するのかを説明しておこう。

まず80Hz MFG回転と比較してMFG非回転で高速化を目指す静磁場高速掃引システムが必要な周波数帯域を考える。そのために80Hzで繰り返す鋸歯状波電流が必要になる。まずこれをFourier変換して周波数スペクトルを見ると、静磁場高速掃引では直線性の良い鋸歯状波を生成せねばならず80Hzを含んだ約2kHzまでの広い周波数帯域を必要とする事がわかる。これに反して単純な正弦波による磁場勾配回転の場合は80Hzを中心に狭い周波数帯域で充分である。このように必要とする周波数帯域幅が非常に狭いことがMFG回転方式の優れた点となる。

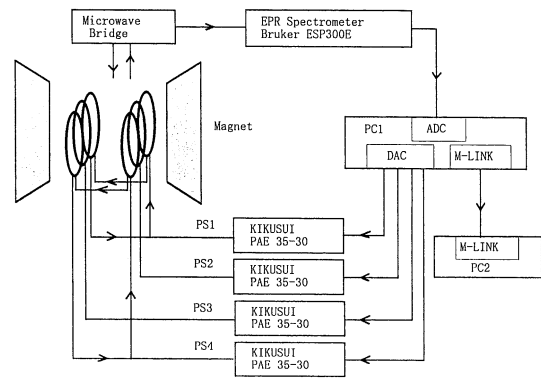


図4 磁場勾配回転 EPR イメージングのシステム構成

図4は構築したMFG回転EPRイメージングシステムを示している。BrukerのContinuous Wave (CW)型ESP300E EPRスペクトロメータを主体にして、MFG回転系と共鳴信号検出系を新たに加えて構成した。

MFG回転系はパーソナルコンピュータ(PC1)のDA変換器により制御され、高速応答電源により磁場勾配発生コイルに電流が印加され、MFGを発生する。

共鳴信号検出系は、EPRスペクトロメータからAD変換器を通してPC1によってアナログ電圧信号のデータ取込が行なわれる。そして磁場掃引の各ステップ移動はDA変換器のデジタル出力信号により行なわれる。

磁場掃引が完了するとPC1からPC2へメモリ・リンク・インターフェイスを通して、データが転送された後、PC2でMFG回転角度θ毎の投影スペクトルに並び換えられ、画像再構成が行なわれて、最後に画像が表示される。PC1はデータ転送後必要ならばPC2の画像処理と並列してただちに次の画像を得るためにデータ取込が行なわれる。

試料としてリチウム・フタロシアニン(Lithium Phthalocyanine, LiPc)の2個の微小単結晶を使用し、外径2.95mmのガラス試料管の外壁に180度の関係に固定したものを標準試料とした。従って2.95mm離れてLiPcの密度分布が観測される。LiPcは線幅の狭い単純な1本線の共鳴線を示す<sup>(14)(15)</sup>。

Signal-to-Noise (SN)比としては、二つの微小単結晶に由来する二つのピークのうち大きいピークを信号とし、ピークから充分離れた位置のある広さをもった領域内での二乗平均値を取り雑音として、それらの比を取る。ある一定のSN比の画像を得るのに必要な時間を比較するにはこのSN比が同一になるように積算

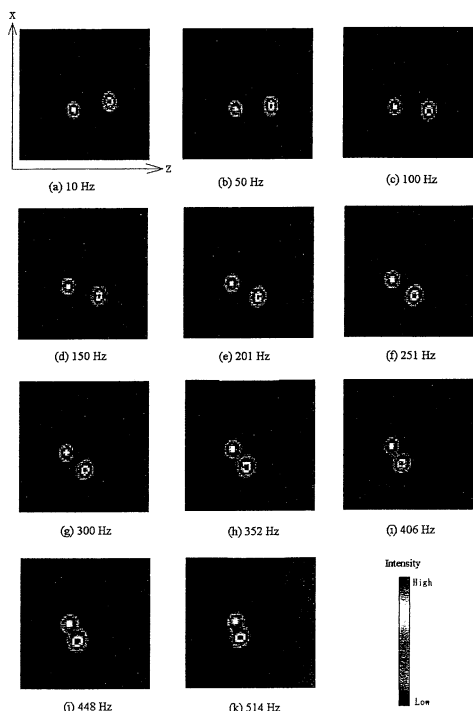


図5 二つのLiPc結晶微粒子による密度分布画像と磁場勾配回転周波数

数、すなわち積算時間を調整する。この積算時間と画像再構成に必要な時間の和が全体のデータ取り込み時間となり、比較の対象となる。

また磁場勾配回転周波数 $f_g$ を高めるには、高速応答電源の制御用信号を発生するDA変換インターフェイスのライブラリー関数が障害になることが判明した。

この問題を解決するためにOSをMS-WindowsからIBM-DOSへ、プログラミング言語をVisual C++からLSI社のC言語へそれぞれ変更した。そして浪費しているCPU性能をデータ取り込みのみに利用した高速ライブラリー関数を開発し、MFG回転EPRイメージングのより高速化を目指して実験を行なった。しかし高速化に伴い画像に歪みが生じる。本論文の目的はこれらの画像に生じる歪みを解析し、原因を明確にして更なる高速EPRイメージングの開発の戦略を確立することである。

### 実験結果

図5は $f_g$ を10Hzから514Hzまで変化させた時のEPRイメージング画像である。ところで渡邊の研究によると $f_g$ を増加させていくと50Hzあるいは60Hz付近から画像全体の回転が起きることが判明してい

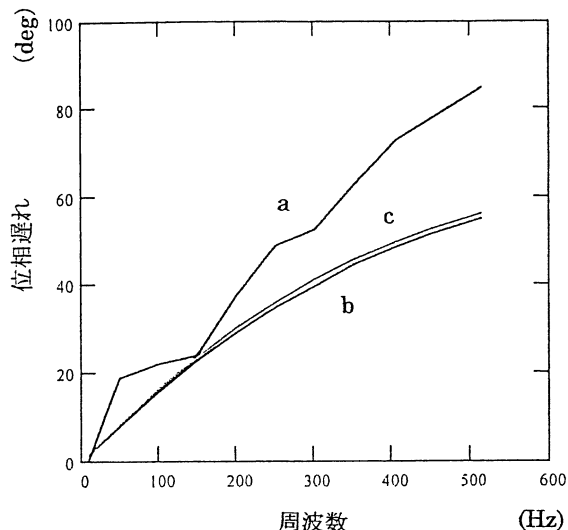


図6 ピークピーク回転角度の周波数依存性  
a) 実測値、b) 計算値、c) 計算値

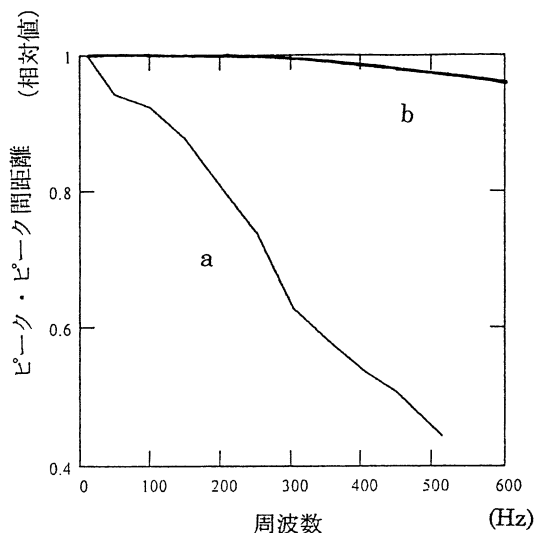


図7 相対ピーク間距離の周波数依存性  
a) 実測値、b) 測定インピーダンスによる計算値

る<sup>(12)</sup>。

得られる画像において、二つの単結晶によるピークを通る直線（ピーク・ピーク線と呼ぶ）およびピーク間距離を考えると、 $f_g$ を変化させた時に直線が回転を起し、距離が減少していることがわかる。 $f_g$ が10Hzの場合を基準に回転角度をグラフに描くと図6(a)のようになる。

一方ピーク間距離は図7(a)の如く周波数と共に単調に減少しいわゆる画像の縮小が発生している。

これらの歪みの原因はMFG発生用コイルのインピーダンスに起因するものと推測されており、それを確認するためにインピーダンス測定を行なった。インピーダンスの測定値（リード線を含む）は<sup>(12)</sup>

$$R_x = 1.12(\Omega), L_x = 0.46(\text{mH}),$$

$$R_z = 1.07(\Omega), L_z = 0.50(\text{mH})$$

となり、これらの値を使用して回転と縮小の歪みのシミュレーションを試みた。

### 再構成画像における歪みの解析

今  $x, z$  軸および合成磁場勾配方向  $r$  軸に対して MFG ( $H_z / x, H_z / z, H_r / r$ ) の大きさと位相をそれぞれ  $G_x, G_z, G_r, \psi, \phi, \eta$  と定義すると

$$G_x = G_x^0 \sin(\omega_g t - \psi) \quad (1)$$

$$G_z = G_z^0 \cos(\omega_g t - \phi) \quad (2)$$

$$G_r = \sqrt{G_x^{02} \sin^2(\omega_g t - \psi) + G_z^{02} \cos^2(\omega_g t - \phi)} \quad (3)$$

と表すことが出来る。ここで  $\omega_g$  は MFG 回転角周波数であり、 $G_x^0, G_z^0$  はそれぞれの MFG の振幅である。

一般に実験条件として、 $G_x^0 = G_z^0 (\equiv G)$  と設定するから

$$G_r = G \sqrt{\sin^2(\omega_g t - \psi) + \cos^2(\omega_g t - \phi)} \quad (4)$$

$$\eta = -\tan^{-1} \{ \sin(\omega_g t - \psi) / \cos(\omega_g t - \phi) \} + \omega_g t \quad (5)$$

が成り立つ。従って  $\psi, \phi$  であれば

$$G_r = G \quad (6)$$

となり、 $G_r$  と  $\eta$  は共に時間の関数となる (図 8 (b))。

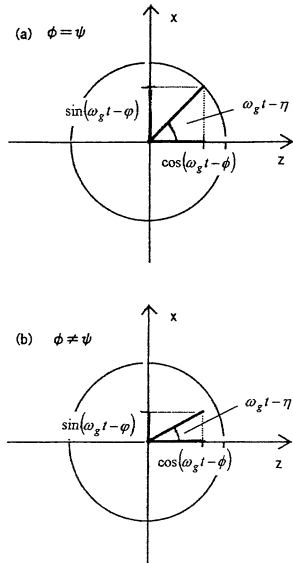


図 8 合成磁場勾配 (a)  $\psi = \phi$ , (b)  $\psi \neq \phi$

もし  $\psi = \phi$  であれば式(4)と式(5)は

$$G_r = G \quad (7)$$

$$\eta = \psi (= \phi) \quad (8)$$

となり、時間に関係なく一定となる (図 8 (a))。

今 MFG は電流に比例するものとするとき式(1) (2)はそれぞれ

$$G_x = G \sqrt{\frac{R_x^2 + \omega_g^2 L_x^2}{R_x^2 + \omega_g^2 L_x^2}} \sin(\omega_g t - \psi) \quad (9)$$

$$G_z = G \sqrt{\frac{R_z^2 + \omega_g^2 L_z^2}{R_z^2 + \omega_g^2 L_z^2}} \cos(\omega_g t - \phi) \quad (10)$$

$$\psi = \tan^{-1} \left( \frac{\omega_g L_x}{R_x} \right) \quad (11)$$

$$\phi = \tan^{-1} \left( \frac{\omega_g L_z}{R_z} \right) \quad (12)$$

と表せる。 $\omega_{g0}$  は G の条件設定を行った時の  $\omega_g$  である。

これから明らかなことは  $R_x = R_z, L_x = L_z$  あるいは  $R_x = L_x, R_z = L_z$  の二つの場合も図 8 (b) のようになる。

次に  $\eta$  の解析的な近似解を求める。式(5)の  $\arctan(\cdot)$  の括弧内関数を、 $x, y$  として、 $\tan^{-1}(x+y)$  のまわりで Taylor 展開し、 $x, y$  の 1 次の項まで求めると

$$\sin(\omega_g t - \psi) \cong \sin \omega_g t - \psi \cos \omega_g t \quad (13)$$

$$1 / \cos(\omega_g t - \phi) \cong 1 / \cos \omega_g t - \phi \sin \omega_g t / \cos^2 \omega_g t \quad (14)$$

が得られる。式(13)と式(14)を乗算して、 $\eta$  の 2 次の項以降を無視すると

$$\sin(\omega_g t - \psi) / \cos(\omega_g t - \phi) \cong \tan \omega_g t - \phi \tan^2 \omega_g t - \psi \quad (15)$$

と近似される。

一方、右辺の第 1 項を求めるために  $\arctan(x+y)$  を  $x, y$  として  $x = -y$  のまわりで展開すると

$$\tan^{-1}(x+y) \cong \tan^{-1} x + y / (1+x^2) \quad (16)$$

ここで、

$$x = \tan \omega_g t, y = \psi \tan^2 \omega_g t + \phi \quad (17)$$

とにおいて、式(16)により  $\eta$  の近似値を求めると

$$\eta \cong -\tan^{-1}(\tan \omega_g t) + (\psi \tan^2 \omega_g t + \phi) / (1 + \tan^2 \omega_g t) + \omega_g t$$

結局

$$\eta \cong \psi \sin^2 \omega_g t + \phi \cos^2 \omega_g t \quad (18)$$

が得られる。

この近似解がどの程度良い近似なのかをチェックするために

$$\phi = 0.15, \psi = 0.10$$

の条件で、元の式(5)の理論値との比較を行った。そのために

$$\eta = \psi \sin^n \omega_g t + \phi \cos^n \omega_g t \quad (19)$$

として、 $n$  をいろいろな値に変えて一番適した値を決めると  $n = 1.5$  が最適となった (図 9)。従って式(18)はほぼ満足していることが判明した。

図 6 にピーク・ピーク線の回転角度と MFG ( $H_z / x$  と  $H_z / z$  に生じる位相遅れの実測値 a) と計算

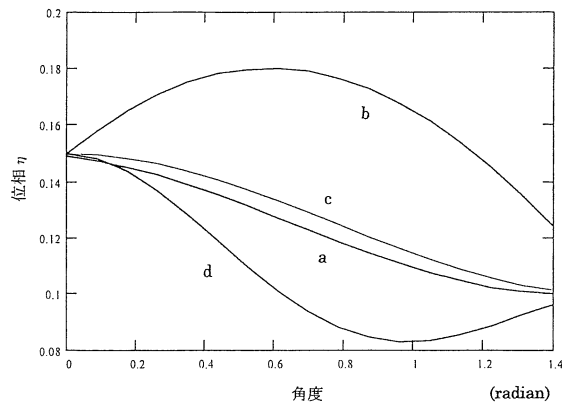


図9 合成磁場勾配の位相に関する解とその近似式の比較  
 a) 式(5)による理論曲線、および式(19)における、  
 b)  $n = 1$ 、c)  $n = 1.5$ 、d)  $n = 2$ の理論曲線

値  $b)$   $c)$  が示されている。低周波数領域ではほぼ一致しており、画像歪みすなわち位相遅れによる画像の回転およびインピーダンスの増加による縮小の原因を特定する事が出来て、ここまでの議論の妥当性が証明された。

周波数の高い領域では実測と理論値の差異が少し大きくなっている。インピーダンスが100Hz における測定値であることを考慮に入れると100Hz 以上でインダクタンスが大きくなっている可能性があり、その結果が現れている可能性がある。

図7(a)にピーク間距離を10Hzの値を1として  $f_g$  依存性が示されており、約40%まで縮小している。一方MFGの減少が式(8) (9)の係数のみに依存すると仮定して計算したのが図7(b)である。実測とこの曲線を比較するとインダクタンスが純抵抗に対して小さい。前記したように実際のインダクタンスが高周波数領域で増加しているとするともっと計算値は実測値に近いものとなる可能性がある。

また、高速応答電源の立ち上がり時間は100 $\mu$ s、DA変換時間は10 $\mu$ s、ライブラリー関数の実行時間は数10 $\mu$ s かかる。一方500Hzの場合データポイント間隔は270 $\mu$ sであることを考えると、データ取得時点において電流が充分設定値に到達していない可能性は大きい。今後は各使用機器の動作特性を知り、詳細に検討する必要がある。いずれにしても現在のデータからは縮小の周波数依存性に対する明確な結論は出せない。

### 幾何学的変換

幾何学的変換は一般に画像におけるピクセル間の空間的關係を変化させる。幾何学的変換はよくゴムシ-

ト変換と呼ばれる。というのはそれがあたかもゴムシート上に印刷され、それをあるルールに従って引き伸ばす事に見立てることが出来るからである。

デジタル画像処理の言葉で言えば、幾何学的変換は二つの基礎操作、1) 画像上のピクセルの再配置を定義する空間的変換と、2) 空間的に変換される画像上のピクセルに割り付ける濃度の内挿である。

### 1 空間的変換<sup>(16)</sup>

いまピクセル座標  $(z, x)$  の画像  $f$  が歪みを受けてピクセル座標  $(z', x')$  になったとする。この変換は

$$z' = r(z, x) \tag{20}$$

$$x' = s(z, x) \tag{21}$$

で表現される。ここで  $r(z, x)$  と  $s(z, x)$  は幾何学的歪みを受けた画像  $g(z', x')$  を生じている。例えばもし  $r(z, x) = 1/2$ 、 $s(z, x) = 1/2$  であれば歪みは  $z$  軸方向と  $x$  軸方向について2分の1に収縮する単純な変換となる。

もし  $r(z, x)$  と  $s(z, x)$  が解析的に得られるならば、 $g(z', x')$  に逆変換を操作することにより  $f(z, x)$  が復元できる。しかし一般的に画像の全平面について幾何学的歪みを記述できる解析的関数を定義する事はむしろ不可能である。そのような場合にはタイポイント (tiepoint) モデルが使用される<sup>(16)</sup>。

本報でもし式(4) (5)において  $\psi = \phi$  (図9(a)) が保証されるなら幸いにも  $r(z, x)$  と  $s(z, x)$  は式(6) (7)の回転と縮小とからなるように導き出され、式(22) (23)のように表現される。

$$r(z, x) = \sqrt{\frac{R_z^2 + \omega_g^2 L_z^2}{R_z^2 + \omega_g^2 L_z^2}} \times (z \cos \eta + x \sin \eta) \tag{22}$$

$$s(z, x) = \sqrt{\frac{R_x^2 + \omega_g^2 L_x^2}{R_x^2 + \omega_g^2 L_x^2}} \times (-z \sin \eta + x \cos \eta) \tag{23}$$

$\eta$  は式(18)で与えられ、ここでは  $\eta = \phi$  である。

の場合には  $r(z, x)$  と  $s(z, x)$  は、

$$r(z, x) = \sqrt{\frac{R_z^2 + \omega_g^2 L_z^2}{R_z^2 + \omega_g^2 L_z^2}} \times \{ \cos^2(\omega_g t - \phi) + \sin^2(\omega_g t - \psi) \} (z \cos \eta + x \sin \eta) \tag{24}$$

$$s(z, x) = \sqrt{\frac{R_x^2 + \omega_g^2 L_x^2}{R_x^2 + \omega_g^2 L_x^2}} \times \{ \cos^2(\omega_g t - \phi) + \sin^2(\omega_g t - \psi) \} (-z \sin \eta + x \cos \eta) \tag{25}$$

となる。ここでMFGは角度の関数であり、角度により変化することは注意すべきことである。このように複雑で不均一な磁場勾配では今まで使用してきた画像

再構成法は使用できない。

## 2 濃度レベルの内挿<sup>(16)</sup>

真の画像の座標  $(z, x)$  は整数値を取る。しかし  $z'$  と  $x'$  は一般に非整数値である。従って歪みを受けた画像のピクセル上の値は定義して計算をしてやらなくてはならない。歪みを受けた実測画像から真の画像を得る過程も同様である。この手法は濃度レベルの内挿 (gray-level interpolation) と呼ばれる。

もっとも簡単な濃度レベルの内挿は最近接近似によるものである。この方法は零近似内挿法とも呼ばれる。座標  $(z', x')$  の最近接ピクセルへの距離によって濃度を決める。

最近接内挿法は実行するのに簡単であるが、この方法は繊細な分解能の画像で直線的エッジの歪みのような好ましくないアーティファクトを生ずると言う欠点を持っている。もっとスムーズな画像を得たい時は最近接の値から  $\sin z/z$  型の関数による3次叩き込み内挿法のような洗練された方法を採用する必要がある。しかし計算時間から見るとかなりコスト高となり、あまりすすめられない。一般的に用いられる次善の方法としては

$$g(z', x') = az' + bx' + cx'z' + d \quad (26)$$

の2次関数を用いて最近接点からの内挿を決定する方法である。ここで4個の最近接の既知値を用いて方程式をたて、係数を決定し内挿を行う。

## 3 分解能劣化

MFGの減少は画像の分解能の劣化を招く。EPRイメージングでは分解能は磁気共鳴線が本質的に持っている線幅をMFGで割った値として定義されている。従って使用する常磁性物質は出来るだけ狭く鋭い共鳴線を有している方が望ましい。

前節で述べたようにMFGが減少し、位相遅れが生じても解析の手法が使用できれば真の画像の復元は可能である。しかし線幅が無視できない場合それがMFGの大きさに関係なく一定であるので話は異なる。画像復元をすると線幅が増加することを意味する。線幅が増加することは分解能が劣化する事である。

## 結論

最近我々が開発したMFG回転EPRイメージングは市販のCW型EPRスペクトロメータを利用し、

データ取り込み時間を2桁短縮する事に成功した。このことは本格測定に先駆けてプレビューを可能にするが、これは操作上大事なことであり、使い勝手の良い、よりインタラクティブな装置の条件である。しかし  $f_g$  を高くすると画像に歪みが生ずる。将来歪みのないイメージングを目指すためには、何処が障害になっているか原因を明らかにし、明確な戦略を立てる必要がある。この目的のため高速MFG回転から生じる画像歪みの分析を行った。分析の結果画像歪みの原因のうち回転はほぼMFG発生用コイルのインピーダンスで説明できることが明確になった。また歪みを受けた画像から真の画像を得る画像復元が可能である。しかしこの復元によっても縮小による分解能の劣化は不可避である。

本研究では市販のCW型EPRスペクトロメータを本体にしており、EPR信号を取り出すところまでは高速化のために工夫していない。今後の課題の一つはLai, Shook, Lauterbur<sup>(17)</sup>や、Subramanian等<sup>(18)</sup>のように信号系全体を高速化のために特化させたシステムを開発する事である。また最大課題は画像の回転、縮小の究極的な原因であるMFG発生用コイルのインピーダンス低減、より高速な電源の開発である。

## 謝辞

本論文は渡邊正和氏(現在新潟職業能力開発短期大学校電子技術科)が職業能力開発総合大学校研究課程においてシステム開発および測定を著者と共に行って得たデータをもとに解析した結果をまとめたものである。また職業能力開発総合大学校長課程中浩司氏(同研究課程修了)は更なる高速化のためのDOSコマンドを開発しました。二人に心から感謝いたします。最後にH. M. Swartz教授(Department of Radiology, Dartmouth Medical School, U. S. A.)が貴重な試料であるLiPc単結晶を無償供与して下さいたことを記し謝意を表します。

## [参考文献]

- (1) P. C. Lauterbur, Nature (London), 242 | 190 (1973).
- (2) M. J. R. Hoch and A. R. Day, Solid State Comm., 30, 211 (1979).
- (3) W. Karthe and E. Wehrdorfer, J. Magn. Reson., 33, 107 (1979).
- (4) K. Ohno, Japan J. Appl. Phys., 20, L 179 (1981).
- (5) G. R. Eaton, S. S. Eaton, and K. Ohno Eds. "EPR Imaging and In Vivo EPR", CRC Press Inc., 1991.

- (6) 例えば, A. Carrington and A. D. McLachlan, "Introduction to Magnetic Resonance with Applications to Chemistry and Chemical Physics", Harper and Row, 1970.
- (7) F. Demsar, T. Walczak, P. D. Morse, G. Bacic, Z. Zolnai, and H. M. Swartz, J. Magn. Reson., 76, 224 (1988).
- (8) 渡邊正和、大野桂一「磁場勾配回転による電子スピン共鳴イメージング」電子情報通信学会、1999年総合大会(慶応大、横浜)講演論文集D 11 124、124頁、1999年5月。
- (9) 渡邊正和、大野桂一「磁場勾配回転による電子スピン共鳴イメージング」電子情報通信学会、1999年情報・システムソサエティ大会(千葉大、千葉)講演論文集D 11 60、146頁、1999年9月。
- (10) K. Ohno and M. Watanabe, "EPR Imaging Using Magnetic-Field-Gradient Spinning", International Workshop on Techniques and Bio-Medical Application of In Vivo EPR and PEDRI", Univ. Aberdeen, Scotland, UK, Abstract, p 2, Sept. 1999.
- (11) K. Ohno and M. Watanabe, J. Magn. Reson., 143, 274 (2000).
- (12) 渡邊正和「磁場勾配回転による常磁性共鳴イメージングの研究」職業能力開発総合大学校研究課程工学研究科論文、2000年3月。
- (13) 中皓司、渡邊正和、大野桂一「磁場勾配回転 EPR イメージングの高速化プログラミング」職業能力開発大学校紀要、30A、137頁、2001年3月。
- (14) F. Bensebaa and J. -J. Andre, J. Phys. Chem., 96, 5739 (1992).
- (15) F. Bensebaa, P. Petit and J. -J. Andre, Synthetic Metals, 52, 57 (1992).
- (16) R. C. Gonzalez and R. E. Woods, "Digital Image Processing", Chpt. 5, Addison Wesley, 1993.
- (17) C. M. Lai, J. W. Shook and P. C. Lauterbur, Chem. Biomed. Environ., 9 (1), 1 (1979).
- (18) S. Subramanian, R. Murugesan, N. Devasahayam, and etc., J. Magn. Reson., 137, 379 (1999).