

ズーグマトグラフィー

Lauterbur PC : Image Formation by Induced Local Interactions : Examples
Employing Nuclear Magnetic Resonance (Nature, 1973 ; 242 : 190-191)

論文の背景

現在の MRI の基礎を築いたものとして、この論文は有名なものであるが、発表された 1973 年という時期は、今日の世界的な MRI の普及から考えるとその歴史の新しいことに驚かされる。1970 年代に MRI の臨床応用に夢をはせた人々は、今日ここまで MRI が広く用いられることになると予想していたであろうか。

この論文でズーグマトグラフィーという名前で紹介されている撮像法では、方向の異なる磁場勾配（今でいう傾斜磁場）により四つの投影スペクトルを作り、それらを逆投影することにより画像を作成している。傾斜磁場の存在下では、共鳴周波数によって位置情報が得られることは既に知られていた。これに X 線 CT で実用化された画像再構成の手法が応用されることにより、にわかに NMR の生体画像作成法としての可能性が現実味を帯びてきたのである。この時点では、今でいう周波数エンコードしか行っていなかったため、フーリエ変換としては一次元であった（図 1）。これにチューリッヒ工科大学の Kumar らのグループが位相情報も加え二次元フーリエ変換法（NMR Fourier zeugmatography）による画像再構成を完成させ¹⁾、さらにアバディーン大学の Edelstein らが spin warp 法を開発したことにより、現在の MRI 撮像法の原型ができあがったのである²⁾。

自分自身も研究者として、この論文のように

次代の新しい研究分野を切り開くブレークスルーとなるような研究ができればと常々考える。上記の論文も含め、MRI の臨床応用への道のりで大きな貢献をしたのはイギリスを中心とするヨーロッパの研究グループであった。多くの予算と大規模なプロジェクトで研究を進めるアメリカ以外でもこのようなブレークスルーを生み出せるという事実には勇気づけられるものがある。

なおこの論文については、本学会編の「NMR 医学」に解説が掲載しており、また別に、館野之男の翻訳および解説もある^{3),4)}。この文章を書くに当たって、この二つの論文から多くの引用をさせていただいた。

論文の要約

ある単数又は複数の物質を画像化するときには、その対象物と物質ないし放射線場との相互作用（interact）が必要である。これらの波長が対象物の認識すべき最小のものより短ければ、相互作用領域が制限されて見分けることが可能となる。

ここに示す（磁場）勾配を用いた手法によって局所相互作用を誘導すると、波長に依存しない新しいタイプの画像が可能となる。通常の線幅とその勾配によるシフトから解像度が得られるこの手法は、二つの場（高周波磁場と磁場勾配）の結合と考えられるから「結び合わせる」

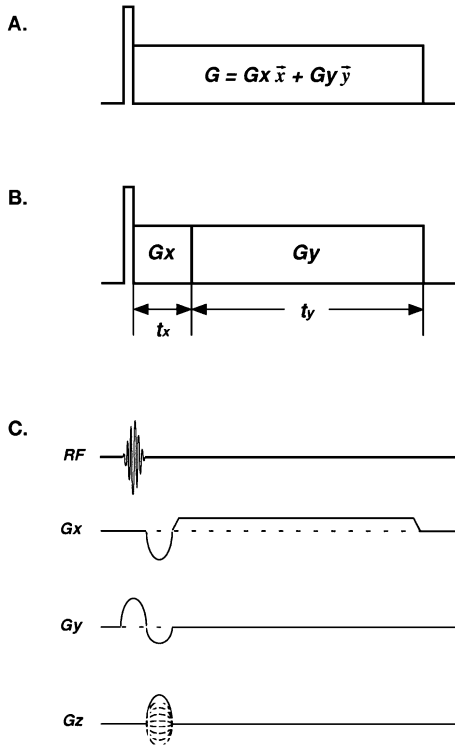


図1. NMR 画像の発達

A: Zeugmatography. $x \cdot y$ 軸方向磁場勾配 (G_x, G_y) を変化させることにより xy 平面で勾配磁場の方向を変え、複数の信号をとり、これらに一次元フーリエ変換を行うことにより投影スペクトルを作る。これらを逆投影させることによって画像を得る。B: NMR Fourier zeugmatography. 今でいう位相エンコード (G_x) をズーグマトグラフィーに加え、二次元フーリエ変換を行うことにより画像を得る。現在のもとは異なり、位相エンコード用の勾配磁場は大きさを変えるのではなく、従来の二次元 NMR 分光解析同様に時間 (t_x) を変化させていた。C: Spin warp NMR imaging. 現在使用されているグラジエントエコーシーケンスの原型となるもの。 G_y によりスライス選択を行い、 G_z で位相エンコードをかけ、 G_x で周波数エンコードおよび信号収集を行う。論文では図に示すシーケンスに先行させて adiabatic fast passage による 180 度パルス印加して、 T_1 強調画像が得られるようにしてある。

という意味のラテン語 $\zeta\epsilon\upsilon\gamma\mu\alpha$ にちなんで zeugmatography (ズーグマトグラフィー) と呼ぶ

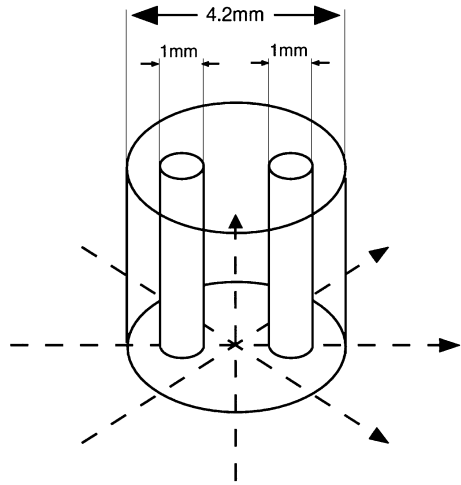


図2. 実験に用いられたファントム内径 4.2 mm のガラス管に重水を満たし、その中に 2 本の毛細管をおいた。第 1 の実験では両方の毛細管に純水を充てんしていた。第 2 の実験では一方に純水、他方に $MnSO_4$ (0.019 mM) 水溶液を入れていた。破線矢印は磁場勾配を与える方向で、4 方向の異なる磁場勾配により投影スペクトルを作り、逆投影法により画像を作成した。

ことを提案する。

NMR ズーグマトグラフィーは 60 MHz のプロトン共鳴周波数、約 700 Hz/cm の磁場勾配を用いて行った。実験は以下の二つである。

第 1 の実験では、図 2 のような重水を満たしたガラス管の中に純水を入れた 2 本の毛細管を挿入した。磁場勾配が存在する場合のシグナルは勾配座標の関数として勾配方向に垂直な平面上に積分することにより、対象物体に含まれる水の一次元投影を表すことになる。 H_2O 含有物の二次元投影像を作る一つの方法は、磁場勾配方向に対して垂直な軸の周りに物体を回転するか、物体の周りに勾配を回転させて得られる数個の投影を組み合わせるものである。この実験では 4 個の投影を用いて 20×20 マトリックスの画像を構築した。論文の中に示された画像はマトリックス点の間に内挿して得た輪郭の内部に影付けしたもので、2 本の H_2O カ

ラムの位置と大きさが明瞭に現れている。

第2の実験はスピン格子緩和時間 (T_1) の違いの画像化である。1本の毛細管に純水をし、他方に $MnSO_4$ (0.019 mM) 水溶液を入れた。RF出力が低い (約 0.2 m ガウス) 時には2本の毛細管はズーグマトグラフィー上ではほとんど同じ画像になった。出力を上げると (約 1.6 m ガウス), 純水のサンプルは $MnSO_4$ 水溶液に比べ著しく飽和した信号となった。これは後者が常磁性の Mn^{2+} により T_1 時間が短縮しているのに対し、前者は長い T_1 時間のままであることにより引き起こされている。 T_1 時間の長いサンプルの画像は上述の二つの画像を差分することで求められる。

この技術はNMR分光分析のような物体サイズの制約を受けないので、様々な不均一物体の研究に用いることができる。第1の実験は物体内に存在するHやDなどの安定同位体元素の分布を画像として作り出す能力を実証している。第2の実験では画像上の相対強度は核緩和時間の相対値に対応するように作られている。生体組織では、種々の組織間で含有水分とプロトン緩和時間に差があるので、内部磁場の不均一性よりはるかに大きな磁場勾配を用いれば、様々な軟部組織構造を選択的に画像化することができるであろう。腫瘍では、それに相当する正常組織に比べ、スピン格子緩和時間が著しく長いプロトン核磁気共鳴シグナルを出すことが報告されており、悪性腫瘍の *in vivo* 研究

はこの手法の興味深い応用の一つである。

ズーグマトグラフィーの基本原理は上述の方法以外にも過渡法 (transient method) など様々なものに応用できる。化学組成、拡散係数、その他の分光分析技術により、物質の性質を示す二次元あるいは三次元画像を作り出すことが可能となる。また、磁場勾配を十分に大きくすることができれば、固体のNMRズーグマトグラフィー、電子スピン共鳴ズーグマトグラフィー、および分光解析その他の領域における類似の実験も可能になるはずである。ズーグマトグラフィーの技術は微視的物体の内部構造や状態、組成の研究において多くの有用な応用を見いだすものと考えている。

放射線医学総合研究所

小 畠 隆 行

文 献

- 1) Kumar A, Welti D, Ernst RR : NMR Fourier zeugmatography. J Magn Reson 1975 ; 18 : 69
- 2) Edelstein WA, Hutshison JMS, Johnson G, et al. : Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging. Phys Med Biol 1980 ; 25 : 751-756
- 3) 亀井裕孟. MRI の基礎. 日本磁気共鳴医学会編. NMR 医学—基礎と臨床—. 改訂 2 版. 東京 : 丸善社, 1991 ; 41-47
- 4) 館野之男 : MRI の実用化まで. 新医療 2000 ; 7 : 134-136