

NMR-CT 開発の基礎実験

Basic experiments on the development of NMR-CT

井 上 多 門

東芝総合研究所

核磁気共鳴 (NMR) を用いたイメージングは、既存の診断用の映像法に見られない多くの特徴¹⁾ を備え、次世代の医学診断用技術として、世界各国で実用化のための努力が続けられている。筆者らは人体の断層撮影が可能な NMR-CT の製品化を目指して、基礎的な研究を進めて来たが、すでに比較的小規模な動植物の水素原子核についての NMR イメージングが容易に行える段階となった。このような経験をもとに、現在臨床データの採取が可能な、大型マグネットを用いた実用段階の装置の試作を進めている。

1. NMR イメージング における信号の測定

原子核スピン濃度を表わす共鳴強度や着目する原子核をとりまく化学的結合状態と関係した緩和時間などの NMR 信号を得て、これを画像として表現するためには、これらの物理量を表現する関数の変数と、空間的な位置情報とを対応づけねばならない。最も簡単なこのような対応づけは、空間の特定の領域のみに所定の磁場を発生して NMR の測定を行い、このような特定の点によって被験体を走査することによって得られる。この方法では通常、磁場を指定の場所に集中させて測定領域を生成するので、この手法は“磁場焦点法”と呼ばれている。

この方法は、静磁場のみを集中させる方法²⁾ と、静磁場および高周波磁場の双方により焦点位置を実現する方法³⁾ に分かれる。この磁場焦点法においては、空間要素ごとに NMR 信号が得られるので、この情報を単にマッピングするのみで画像が作られる。したがって、電算機による画像再構成計算などは全く不要であり、この意味で CT (Computerized Tomography) と呼ぶことは適当ではなく、通常 NMR スキャナーと呼ばれている。この方法は比較的単純な方式としての長所はあるが、所定の磁場を発生させた空間領域により被験体の断面を走査するため、一般に永い走査時間が必要となる。さら

に、走査時間は焦点の大きさと関連して互いに相反する関係にあたるため、実用システムとして重要なファクターである解像度と走査時間とを同時に改善することは、一般にかなり困難なことになるものと思われる。

このような方法に対して、NMRによるイメージングのために、より複雑な種々の方法が提案されている。これらの方法では、いずれの場合でも空間位置に関する情報を示す量の関数としてNMR信号を表わすのに、共鳴周波数と空間座標とを直接対応づける、良く知られているように核磁気共鳴の共鳴周波数は、対象の原子核を指定すれば、印加する静磁場の強さに比例する。したがって、静磁場の強さを空間の特定方向への座標の関数とすれば、NMRの共鳴周波数も同様にこの空間座標の関数となる。このような対応関数を線型（1次関数）にすれば、周波数のスケールがそのまま空間座標として使えて便利であるので、通常は線型の勾配磁場を発生させる方法が用いられているが、数学的には単調な対応関係が成り立てばさしつかえない。図1にこのような対応関係により、NMRを用いてCTにおける投影を求める方法の概要を示す。このような原理は最初、Lauterbur⁴⁾により提案され、高周波磁場と磁場勾配とを組み合わせ（ギリシャ語でζεογμα）で用いることから、Zeugmatographyと呼ばれている。

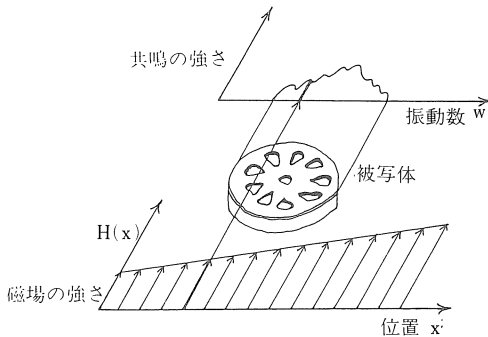


図1 NMRによる線型勾配磁場を用いた投影の測定

さて、NMRの共鳴信号を測定する方法として、パルス法と連続波（CW）法とがある。前者は、大きな高周波磁場を短時間照射することにより、原子核スピンを特定の方向に揃え、その後得られる自由誘導減衰（Free Induction Decay, FID）と呼ばれる原子核スピン系が、熱平衡状態へ戻る減衰過程を観測する方法である。これに対し後者は、弱い高周波磁場を連続的に照射し、同時に静磁場の強度あるいは周波数を、共鳴点前後で掃引して原子核スピン系の応答を観測する。見かけ上の信号は両者は全く異なったものである。同一の物理現象に対し、前者は時間領域で、一方後者は周波数領域において応答を観測するものである。このため数学的には両者は等価であり、1次元Fourier変換によって互いに結ばれている。NMR信号は、このように数学的に云えば、周波数あるいは時間という1次元変数に対して得られるので、この変数を空間の特定方向への1次元座標の信号と対応づけることができる。一方、被験体は3次元の分布であるので、実験で得られるNMR信号を表わす関数の変数とは、2次元のギャップが存在する。このうち1次元成分の情報を得るため、通常は被験体のスライス面を指定するが、このためには代表的な3つの方法がある。1つは単純に信号検出のための高周波磁場用コイルにより、断面を指定する方法である。この方法は簡単ではあるが、スライス厚が比較的大きく、また信号の位置依存性も強いので、人体程度の大きさの被験体に対し適用することは困難である。第二のスライス面決定の方法は、Sensitive Plane⁵⁾と呼ばれる領域を決定するものである。この方法では、スライス面に垂直な方向への1次元座標の関数として与えられる線型勾配磁場の強度を、指定するスライス面の位置以外の点で時間的に変調し、それらの場所からの信号を互いに打ち消す、すなわち、例えば x 方向に対し $G_x x$ で表される線型勾配磁場において、 $G_x(x - x_0) \sin \alpha t + G_x x_0$ により表わ

されるように、 $x = x_0$ の面を除き勾配磁場の強度を時間的に変化させる。この時の信号を $1/\alpha$ より充分長い時間の間、観測すれば、 $G_x x_0$ の勾配磁場強度を示す位置から寄与する信号が大部分となり、 $x = x_0$ のスライス面のみからの信号が取り出されることになる。第三のスライス面決定の方法は、選択励起法(Selective excitation method)⁶⁾と呼ばれるものである。この方法では、パルス法における励起パルスを、指定のスライス面に対応した磁場強度に、相応する周波数成分に対してのみ与える。すなわち、 x 方向に対し線型勾配磁場を $G_x x$ により表わせば、スライス厚 Δx に対して周波数は $\Delta\omega = r G_x \Delta x$ (r : 回転磁気化) の幅を持つ。これを 1 次元 Fourier 変換すれば、時間領域で $\sin(\Delta\omega \cdot t/2)/t$ に比例した関数となる。この関数の主要部分にしたがった強度分布で励起パルスを印加すれば、指定した線型勾配磁場の位置における Δx の厚みのスライス面内部のみの原子核スピンの励起される。このようにして指定のスライス面を決定する方法が、選択励起法である。

以上の3つの方法がスライス面を指定する代表的な手法であり、これらによって空間的な1次元方向の情報を得ることができる。つぎには残りの1次元方向の信号を決定する方法が必要となる。ここに、前述の Sensitive Plane の方法や、選択励起法で用いられる手法を同様に用いることによって、これを実現することも可能である。しかし、このような方法では磁場焦点法の場合と同様に、空間的な点ごとに位置の指定をすることになるので、情報収集の速さの点で一般的に不利である。これに対し、このデータ収集の段階では、X線CTなどで行われているように各方向への投影を求め、計算により画像再構成を行うことによって、1次元の情報を回復することが有利である。この投影を得る方法においては、1次元変数の関数としての NMR 信号から、直接に投影に関する情報が得られるので、一定時間内に得られる画像情報の SN 比

の点から最も有利な方法であると考えられる。NMR によるイメージングの実用化のために現在試みられている方法は、一般にこのような方法の組み合わせで行われている場合が多い。このような種々の型式の情報抽出方法の組み合わせの最適化により、将来の実用的な NMR イメージングの方法が決定されるものと思われるが、これが真の意味の“Zeugma”ではないであろうか。

2. 基礎実験および結果の検討

筆者らは NMR-CT の実用化を目指して、基礎的な検討を行って来た。比較的小規模なマグネットを用いているための制約はあるが、動植物のかなりの高解像度の水素原子核に関する NMR 映像が、容易に得られる段階となった⁷⁾。最初の実験では、使用したマグネットの構造上、コイルによるスライス面決定を行い、さらに一定方向へ線型勾配磁場を設け、等磁場強度線にそった投影を測定する方法を用いた。磁極間間隔約 6 cm のマグネットを用い $H_0 = 4,345 \text{ Oe}$ の一様な静磁場を発生し、これに重畳して磁極間方向に $G_x = 3 \text{ Oe/cm}$ 程度で変化する線型勾配磁場を印加した。このような配置で、連続波法により磁極方向に垂直な方向へのスライス面内の投影を得た。信号は64ないし256回の積算を行い、SN比を高めている。1方向の投影を得る時間は、これに対応して約3~10秒である。投影は通常 $0^\circ \sim 180^\circ$ の区間に 5° 間隔で36方向に対して測定した。したがって、全スキャン時間は、積算回数に応じ2~5分程度であった。図2に示すものは、このようにして得られた蓮根(直径約25mm)の、水素原子核濃度分布に関する断層像である。内部の管孔の細部まで鮮明に写し出され、1mm以下の高分解能が実現されていることがわかる。同様なラット腹部の水素原子核濃度分布の断層像を、図3に示す。解剖図との比較から、中央上部の濃度の高い部分は肝臓であり、また中央右下の黒い部分

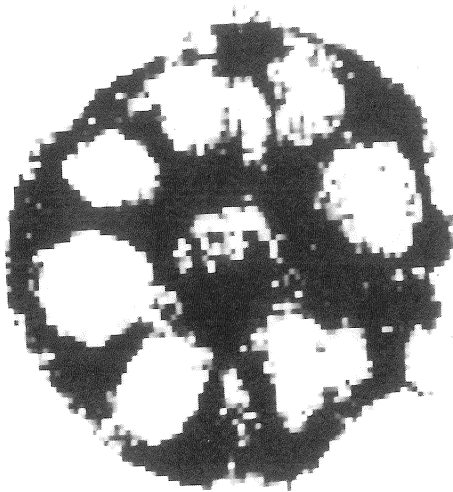


図2 レンコンの水素原子核濃度分布に関する
NMR 断層撮影例 (CW法による)

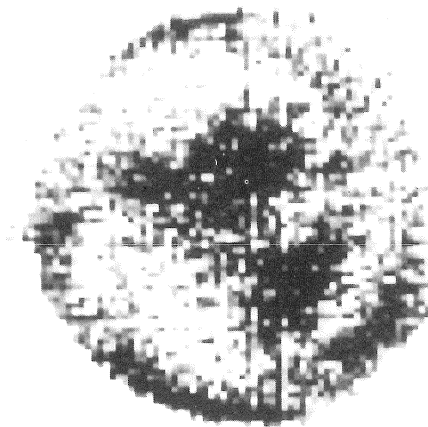


図3 ラット腹部の水素原子核濃度分布に関する
NMR 断層撮影例 (CW法による)

は胃内容物であることが確められた。上部の低濃度部分は背骨であるが、骨部は水分が少ないので、X線の場合とは反対に写し出されない。これらの実験の後、パルス法による測定システムに移り、さらに磁極間隔も増大させるなどの改良を行った。このシステムで撮影されたオクラの、水素原子核濃度分布に関する断層像を図4に示す。内部の隔壁や、上部の室のみに残さ

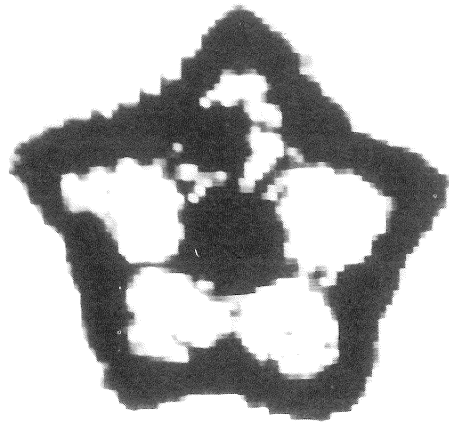


図4 オクラの水素原子核濃度分布に関する
NMR 断層撮影例(パルス法による)

れた種子などが、きわめて鮮明に写し出されている。断面内の解像度は、中央付近で約0.3mmであるが、スライス厚の方向に対してはコイルの影響で3mm程度と、これに比較して低い値となっている。データはすべて一旦、電算機入力用テープに収納し、off-lineで処理を行った。種々の補正を含めて、画像再構成を行うのに必要な処理時間は、Acos-700を用いて約5秒である。画像はすべて128×128のマトリックスで表示し、濃度レベルは通常64段階に選んでいる。

以上のような、比較的小型のマグネットを用いたNMR-CTの実験システムが出来上り、小規模な被写体に対しては、容易にNMR断層像が得られるようになった。現在さらに大型空心マグネットによる人体測定実験をひかえて、種々の開発を進めている。例えば選択励起法によるスライス面決定の方法なども、基本的な研究を終了し、任意の横断面の指定が有効に行われることが確認された。これらの技術を総合して、近く大型マグネットによる人体測定が可能な段階となる。

3. おわりに

NMRによるイメージングの実用的な装置の

開発を目指して、世界各国で競って研究が進められている。前述のような方式決定のための種々の問題に対して、未だ多くの研究的要素が残されているが、全体として基本的な制約となるような困難は殆んど解決され、実用化に向かってかなり明かるい局面に来ているように感じられる。しかし、NMRイメージングが、医学診断に新しい情報を提供する装置として完成するには、このような工学的な問題よりも、むしろ臨床における診断ソフトウェアの確立が、特に重要な問題であり、これらの問題も含めて、NMRイメージング技術が完成するまでには、未だかなりの時間が必要なものと思われる。

東芝におけるNMR-CTの開発は、総合研究所と医用機器事業部の協力のもとに、東京大学物性研究所安岡研究室との共同研究により進められている。とくに安岡研究室の諸氏には、実験協力および設備利用に際して、多大の御世

話になった。おわりにあたり、これらの方々の協力に感謝する。

文 献

- 1) Lauterbur, P. C. : IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-26, 2808 -2811 (1979).
- 2) 阿部善右衛門, 山田芳文: 医用電子と生体工学, 17, 530 - 537 (1979).
- 3) Fonar社, QED 80カタログ (1981).
- 4) Lauterbur, P. C. : Nature 242, 190 - 191 (1973).
- 5) Hinshaw, W. S. : Phys. Lett. 48A, 87-88 (1974).
- 6) Mansfield, P. et al. : J. Phys. E 9, 271 - 278 (1976).
- 7) 井上多門, 佐藤幸三, 安岡弘志: 臨床ME 5, 48-52 (1981).