

NMR 映像法の 欧米における動向

Recent trends on NMR imaging in U.K. and U.S.A.

遠藤 真 広

放射線医学総合研究所
臨床研究部

1. はじめに

NMR映像法は、Lauterburの提案以来、着実に発展してきたが、特にこの2～3年の間に長足の進歩をとげ臨床レベルで使用可能な画像が提供されるに至った¹⁾この方法に対する期待の高まりは、CT出現当時に比較されるほどであり、CT熱に対してNMR熱(-fever)と言われている。

このような期待を背景として、日米欧の研究施設とメーカーは実用的な装置を開発すべく全力を尽くしている。しかし、現在のところ、欧米のいくつかの施設における開発状況は日本に比して、なお一日の長があるように思える。ここでは、欧米の開発状況をいくつか紹介し、NMR映像法の現状を知る一助としたい。

表1は欧米の主だった研究施設及びメーカーの状況をまとめたものである。表以外にも、研究施設としてはUCSFが、メーカーとしてはGE、Siemens、Technicare等が臨床レベルに達しているが、詳細は発表されていない。ここでは表中より、Aberdeen大学、Nottingham大学のMooreのグループ、FONAR及び映像法ではないが、Oxford Res.の³¹Pの定量について紹介する。

NMR映像法には、磁場勾配の与え方や信号処理の仕方により数多くの方法があるが、大別すると次の2つに分類される。すなわち、その第一は対象spinのlocalizationが可能な方法であり、これには磁場焦点法、選択照射法およびセンシティブポイント法がある。第二は、2次元または3次元の同時計測が可能な方法でありこれにはCT法とフーリエ変換法とがある。

後者の方法は、同時測定されるspinの数が前者にくらべて桁がちがいに多いため、感度の点で有利である。しかし、spinをlocalizeする機能が無いため、映像を得るには膨大な計算処理が必要である。実用的なNMR映像法としては、表1からわかるように、二つの方法の組合せが有望のようである。すなわち、第一の方法によ

表1 NMR 映像法の欧米における動向

施設	研究者	方法	対象	磁場	撮影時間	その他
(英) Aberdeen 大学	Mallard 他	spin warp 法 (選択+フーリエ)	全身	400G	2分	商品化予定
(英) Nottingham 大学	Moore 他	センシティブ・ ポイント + CT	頭部	1000G	2分	CECI(英)が 商品化予定
	Mansfield 他	選択+CT	全身	900G	10分	——
(英) New York 大学	Lauterber 社	3次元CT	全身	——	——	——
(英) FONAR 社	Damadian 他	磁場焦点法	全身	500G	5~10分	商品名 QED-80
(英) Oxford Res. 社	Shaw 他	磁場焦点法	全身	1890G	*1~10分/ point	商品名 TMR32-600

*³¹P の高分解能スペクトルの測定に要する時間

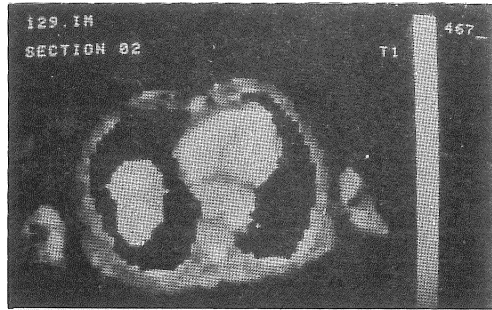
りスライス面を決め、第二の方法により画像化する行き方が、感度および測定時間と計算時間の点で実用的である。

2. spin warp 法

Aberdeen 大学で行われている方法は spin warp 法と呼ばれている²⁾ この方法では選択照射法によりスライス面を決め、フーリエ変換法により画像を得ている。1スライスあたりのスキャン時間は約2分であり、この時間でスピ密度と T_1 (スピン-格子緩和時間) 分布の 64×64 画像を同時に得ることができる。なお、最近では 128×128 のマトリックスに改善され、画質は格段に改善されたという。ここでは、紙面の都合上、方法の具体的な説明は省略してその結果だけを示すことにする。方法について詳しく知りたい方は、例えば文献1)を見られたい。

図1は spin warp 法により得られた食道癌とその肝内転移の T_1 像である²⁾ 図1aは胸部の横断像であり、心臓の後側に原発単が描出されている。また、図1bは腹部の横断像であり、肝の中の白い部分は転移巣である。図より、腫瘍組織の T_1 値は周辺の正常組織にくらべて大きいことがわかる。従来から、摘出標本に対する測定では、 T_1 値は腫瘍組織の方が正常組織より大きいことが言われていた。図1はそれを in vivo で示したものととして注目される。また、図1aでは心臓の隔壁が鮮明に描出され

a) 胸部断面(原発部位)



b) 腹部断面(肝内転位)

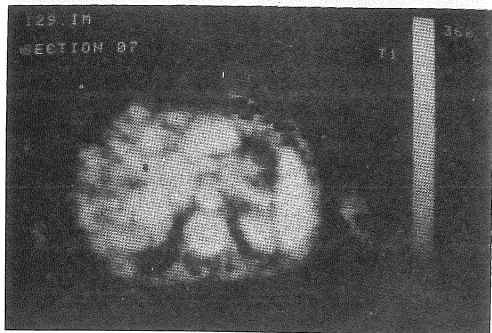


図1 spin warp 法による食道癌およびその肝内転移の T_1 像 (文献2) より)

ている。NMR 映像法以外、非侵襲的にこのような情報を得る手段は存在しない。

Aberdeen 大学のグループは、現在、いくつかのメーカーと協同して臨床試験用の装置を開発中という。

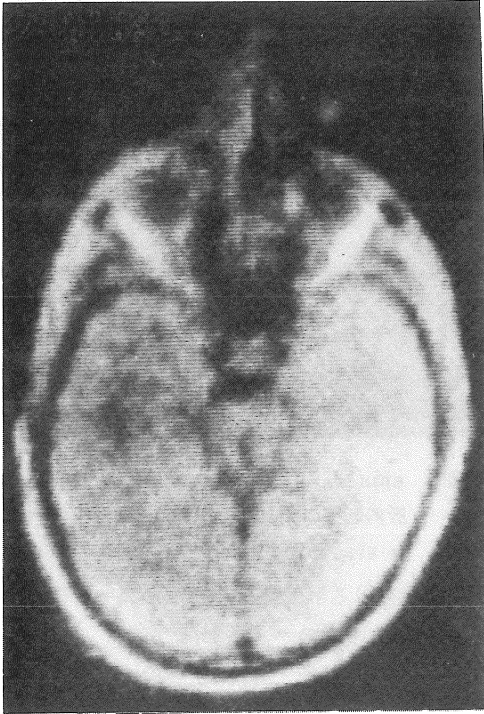
3. Moore グループ

Nottingham 大学には、1970年代中頃、NMR 映像法の開発を強力に推進した Mansfield グループをはじめ3つの研究グループが存在する。現在はこれらの中で Moore らのグループが臨床応用の面で先行している。

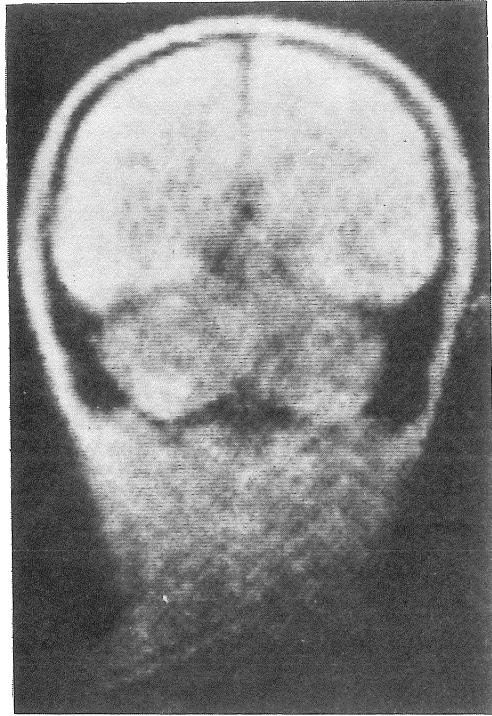
Moore グループの装置は頭部専用であり、センシティブ・ポイント法でスライスを決め、CT法で画像を得ている³⁾ 彼らの方法によると、2分のスキャン時間で 128×128 のプロトン密度画像が得られる。また、彼らの装置では勾配磁場を与えるコイルが3次的に配置してあり、

その役割を交換できる。そのため、患者を同一体位に保ったまま、横断像以外に冠状断像及び矢状断像を得ることができる。これらの点の詳細も文献1)を参照されたい。

a) 横断像



b) 冠状断像



c) 矢状断像

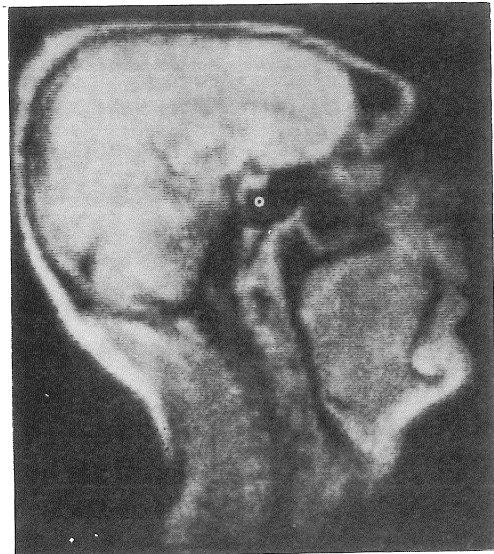


図2は、Mooreらの装置で撮影した頭部の横断像、冠状断像、矢状断像である。いずれも、プロトン密度像であるが、X線CTに比すべき空間分解能を得ていることがわかる。

英国のGEC社は、この装置を臨床機に改造し、英国内のいくつかの病院で治験中であるという。

4. FONAR

NMR映像法に対する期待は非常に大きいものがあるが、現在のところ、商品化されている映像装置は米国のFONAR社のQED-80のみ

図2 Mooreグループによる頭部プロトン密度像(文献3より)

である。FONARとは Field Focusing Nuclear Magnetic Resonance の略で、この会社は、NMR映像法の創始者の1人 Damadianにより創始されたベンチャービジネスである。

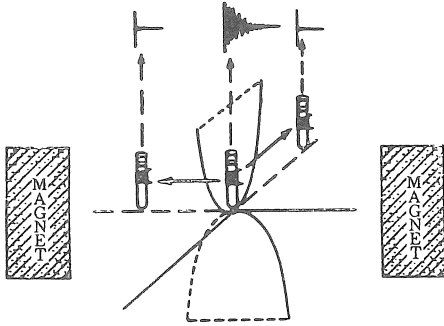


図3 磁場焦点法の原理 (文献4)より)

この装置では磁場焦点法により全身のNMR画像を得る⁴⁾ 図3は磁場焦点法の原理を示したものである。2つの磁石を対向させると、磁石の軸と平行な方向では磁場の強さは中心で極小となる。一方、磁石の軸と直角な方向では、磁場の強さは中心で極大となる。そのため、図に示すように、2つの磁石の中心で磁場の強さの分布は mini-max 点を形成し、その値は他の点と異なる。

そこで、この磁場強度に共鳴する高周波を印加することにより、磁場の中心に存在する spin からの信号のみを選択的に検出できる。磁石の位置を移動させて、磁場の焦点位置をスキャンすれば、体内の任意の断面のNMR画像を得ることができる。QED-80では、このような原理にもとづいて、5~10分程度で1枚の横断像を得ている。図4にFONARの方式で得られた胸部の横断像を示す。

磁場焦点法では、1点毎の確実な測定を行っているので、通常のNMR計測で測定される全ての物理量(スピン密度、 T_1 、 T_2 、NMRスペクトルそのもの等)を測定することが可能である。しかし、単位時間に励起される proton spin の数が他の方法に比して少ないため、感度

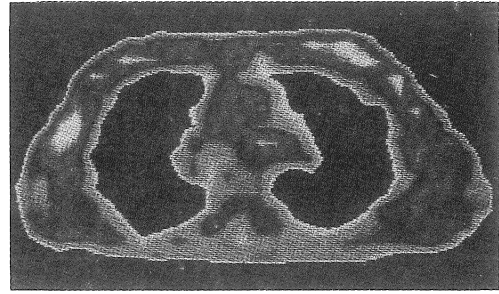


図4 FONAR方式による胸部横断像 (QED-80カタログより)

の点で問題が残る。QED-80でこの問題をいかに解決しているかは、発表されていない。

5. TMR

2節~4節で述べてきた方法は、専ら生体内のプロトン(^1H 原子核)を対象とし、その分布を測定するものであった。in vitro のNMR計測では、 ^1H 以外にもいくつかの核種が対象となる。生体においても、 ^1H 以外の核種の計測を行えるのであろうか。

表2 NMR 生体計測の対象核種

核種	同位体存在比 (%)	共鳴周波数 (MHz/10kG)	信号の相対強度	元素の人体構成比 (原子数%)
^1H	99.98	42.6	100	63
^{13}C	1.1	10.7	1.6	9.5
^{19}F	100	40.1	83	—
^{23}Na	100	11.26	9.3	0.08
^{31}P	100	17.2	6.6	0.22

表2は、 ^1H 及びその他のいくつかの核種の同位体存在比、信号の相対強度、人体内の構成比をまとめたものである。これら三つの量を掛け合せると、検出される信号の大雑把な見積りが得られる。この値は ^1H を1とすると、 ^{31}P で 2.2×10^{-4} 、 ^{23}Na で 1.1×10^{-4} 、 ^{13}C で 2.5×10^{-5} である。

したがって、これらの核種を対象とする映像

法は技術的に困難である。しかし、生体内のある大きさ（10cm³程度）の組織において、これらの核種を定量することは必ずしも不可能とはいえない。

英国の Oxford Research 社は、そのための装置を開発し、TMR (Topical Magnetic Resonance) という名称で商品化している⁵⁾ この装置では、磁場焦点法により、生体内の核種の高分解能スペクトルが測定できる。

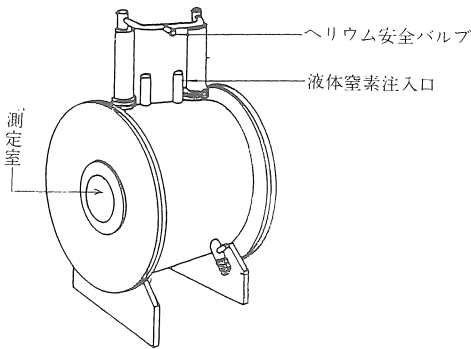


図5 TMR 32-200の概念図(文献5)より

図5にTMRの概念図を示す。図5はTMR-200と呼ばれ、測定室の開口径が200mmのものであり、腕及び小動物の測定に用いられる。全身用の測定に用いられる600mmの開口径のものもある。使用している磁場の強さは、超伝導磁石により作られる18.9kGであり、2~4節で述べた映像法の装置にくらべて1桁以上高い。

図6はこの装置により測定された前腕の筋肉内のP化合物の高分解能NMRスペクトルであり、ATP、ADP、クレアチンリン酸、無機リン酸等がスペクトル的に分離されている。これらの化合物の相対的な割合は、運動や血行の状態により著しく消長することが観測される。

6. おわりに

NMR生体計測の現況を映像法を中心に述べてきた。現在欧米のいくつかの施設では、NMR映像法の臨床応用が始まっている。近々、それ

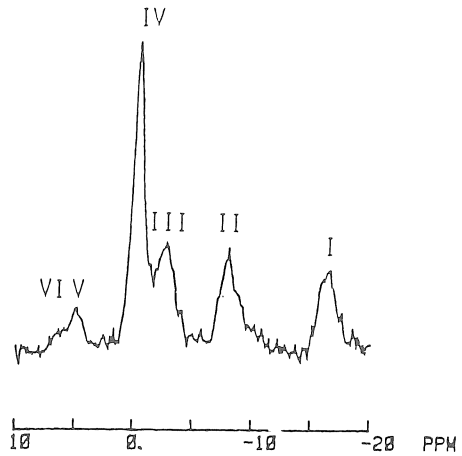


図6 *in vivo*で測定された人間の骨格筋(前腕部)の³¹P化合物の高分解能スペクトル(ピークI, II, IIIはATPのβ, α, γリン酸に対応し、ピークIVはクレアチンリン酸に、Vは無機リン酸に対応する)(文献5)より

らの施設での使用経験が報告されると思われる。日本においても、この装置の臨床使用が早急に始められることを願って、筆をおく。

参考文献

- 1) 遠藤真広, 飯沼武, 館野之男: NMR映像法の最近の動向, 映像情報メディカル13: 37-44 (1981).
- 2) J. R. Mallard, J. M. S. Hutchison, M. A. Foster et al.: Medical imaging by nuclear magnetic resonance—a review of the Aberdeen physical and biological programme. IAEA Symposium on Medical Radionuclide Imaging, Heidelberg (1981).
- 3) G. N. Holland, R. C. Hawkes & W. S. Moore: Nuclear magnetic resonance (NMR) tomography of the brain:

coronal and sagittal sections. J. of Comput. Assist. Tomo. 4 : 429 - 433 (1980).
 4) R. Damadian : Field focusing n. m. r. (FONAR) and the formation of

chemical images in man. Phil. Trans. R. Soc. Lond. B 289 : 489 - 500 (1980).
 5) D. Shaw : Topical magnetic resonance studies of living animals and man. Oxford Res. System (1981).

緩和時間

スピン・エコーの観測には、2つ以上の高周波パルスを用いる。原理の説明には、回転座標系を用いるのが便利である。いま、ラーモア周波数の回転座標系を考え、磁場の方向をz軸にとると、はじめ磁化はz軸上にある。x軸方向に90°パルス(FIDの項参照)を印加すると、磁化はy軸上に倒れる。横磁化は、スピンスピン緩和と、磁場の不均一性のために、xy面内を丁度扇を拡げたように、拡がっていく。このときFIDが観測される。つぎに、 T_2 に比べ短い時間 τ 後に、180°パルスを印加すると、xy面内で拡がっていた磁化は、-y軸上に集り、また拡がっていく。コイルに誘起される電流は次第に増加し、時間 2τ で最

大値が得られ、ついで減衰していく。この現象は丁度こだまに似ているので、スピン・エコーと名づけられた。180°パルスを、さらに、 3τ , 5τ , ……と印加すると、 4τ , 6τ ……にエコー信号が現われる。エコー信号のピークの包絡線は指数関数的に減衰する。パルスの繰返しが十分速いとき、この減衰の時定数は真の T_2 である。

エコー信号の前半分は、強度は異なるがFIDと鏡像関係にあり、後半分はFIDと同様である。したがって、NMR映像法の場合、エコー信号を観測し、それらを積算すれば、FIDのみを観測するときと比べ、単位時間当りの感度を大きくすることができ、観測時間の短縮に役立つ。

スピン・エコー

