



## 医用画像における機能像

飯 沼 武

放射線医学総合研究所臨床研究部 T260 千葉市穴川 4-9-1

### 1. はじめに

医用画像の代表は人体の3次元構造を2次元面に投影するX線像であり、その有用性は広く認められている。いまや、X線写真なしでは臨床医学が成り立たないといつても過言ではない。X線像はおもに人体の密度の差を画像とするもので、形態情報である。

最近の医用画像のなかには形態だけでなく、機能を映像化するものが増加してきた。本稿では最先端技術を駆使した新しい画像技術を二つ取り上げ、機能像の現状を簡単に紹介する。

### 2. 超高速 XCTによる心臓機能の映像化

X線コンピュータ断層撮影法(XCTと略)が投影からの横断面の再構成を電子計算機によって行ない、高いコントラスト分解能の像を示したことから、医用画像の分野に革命的変化がおこったことはよく知られている。XCTはいまや、完全にルーチンの画像診断機器として、第一線の医療に用いられている。

しかし、XCTの泣き所は撮像時間の長さにある。最短のもので数秒のオーダーであり、心臓などの動きの激しい臓器には適していない。実はその欠点を克服すべく撮像時間で1/100秒を目指す超高速 XCTの開発が進められている。超高速 XCTには2種のものがあり、第1はMayo Clinicのグループによって作られた Dynamic Spatial Reconstructor(DSR)<sup>1)</sup>であり、第2はUCSFのグループによって開発された Cardiovascular Computer Tomography(CVCT)<sup>2)</sup>である。

前者は患者のベッドをはさんで、28個のX線管とそれらから放射されるX線を受ける半円形の蛍光板と28個のテレビカメラを並べたという巨大な装置で、70億円を越える巨費を投じて開発を進めている。DSRでは最終目標は撮像時間1/100秒、1mmのスライスを240面、60回/秒で撮像するというものである。もし、実用化されれば、心臓の3次元容積の完全な3次元再構成が可能となり、彼らのいう「非破壊的な解剖」が実現する。し

かし、このような最小時間ではコントラスト分解能は水の吸収係数の10%程度であるという。たとえDSRが初期の目標を達成したとしても、この装置があまりにも巨額であるため、波及効果は少ないであろう。

実際に、商品化が進められているのは、後者であり、前者とはまったく異なる原理を用いた超高速 XCTである。その原理を示すシステム図を図1に示す。本装置では左端の電子銃より電子流が加速され、半円状の scan tubeといわれるターゲット上を電磁偏向系によって走査して、X線を発射する。X線は適当なコリメータによって、扇状のビームとなり、人体を垂直に横切って、上側に半円周状に配置されたX線検出器で測定される。電子ビームの走査は電気的に計算機制御の下で行なわれ、210°の角度を5/100秒で移動し、2スライス同時撮像を行なう。電子ビームの加速電圧は80~130kV、電流1,000mAである。実は、CVCTのような電子ビームを高速に走査してX線を発生させようという装置のアイデアは筆者らが早く提案したのであるが<sup>3)</sup>、残念なことに装置の試作に至らなかった。

本装置はBoydらが始めたImatronという会社によって商品化され、C-100という名で呼ばれている。このCTで撮像される心臓の機能像の一例を図2に示す。これは心電図(ECG)のQ波<sup>\*1</sup>の直前でトリガー信号を出し、50msで心臓の断面を撮像する方式である。図は左心室の中央が切れるように患者を仰臥位で位置決めし、25mlの造影剤を静脈より注入して撮像された心臓拡張終期の1フレームである。このような50msの同一位相の像を心周期ごとに10~20フレーム(同じ心拍分)撮れば、たとえば、左心室内に闊心領域を設け、造影剤の濃度を時間の関数として図2下のグラフのようにプロットできる。これは左心室のポンプ機能を表わす曲線であり、超高速 XCTによって、高い空間および時間分解能の情報が得られる。

Imatron C-100では、この他、50msの連続撮像を行なうモードや3次元の心臓容積を200msごとに得るモ

\*1 心電図の波形のうちで最大電位のピーク。

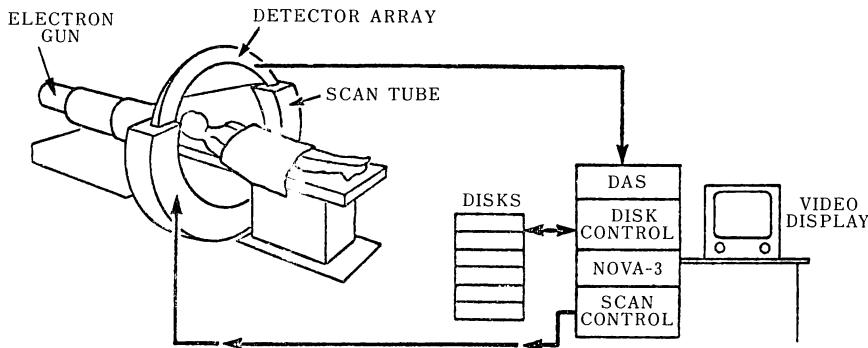


図 1 心臓用の超高速 XCT (CVCT) のシステムブロック図  
DAS: data aquistion system

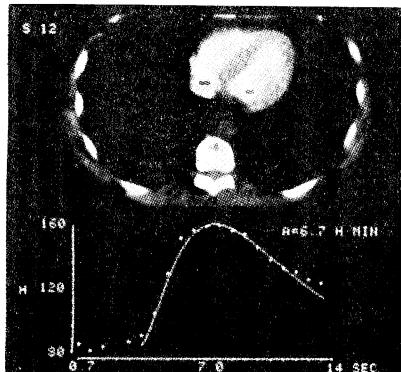


図 2 C-100 による心拍同期の左心室中央断面の再構成像 (上)  
造影剤静注後の 50 ms/フレームの測定 (下)  
左心室の造影剤濃度の時間的推移

ードなどがあり、心臓機能の新しい計測法として利用される。本装置は米国で臨床試験が始まったばかりであり、将来の発展が大いに期待される。

### 3. 核磁気共鳴 (NMR) 映像法による緩和時間 ( $T_1$ ) の映像化

NMR を用いて人体の陽子 (プロトン,  $^1\text{H}$ ) の分布に関する情報を得ようとする技術が大きな発展を遂げ、画像医学の一角に地歩を固めつつある。 $^1\text{H-NMR}$  映像法のための主磁石の一例を図 3 に示す。これは常伝導型空芯コイルを軸体に並行に四つ配列したもので、中心部に球状の均一な磁場を形成する。その磁場内に撮像する人体を挿入し、磁場強度に対応する共鳴周波数の RF 波を加えると、 $^1\text{H}$  の磁気共鳴が起こる。共鳴周波数と磁場の間には Larmor の式で表わされる関係がある。

$$\nu = \gamma \cdot H / 2\pi$$

$\nu$  は共鳴周波数、 $H$  は磁場強度、 $\gamma$  は磁回転比で、

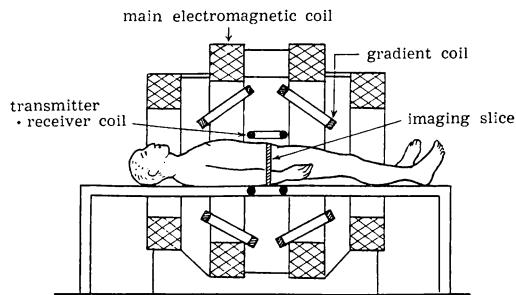


図 3 常伝導型 NMR 映像装置の概念図

核に固有の値をもち、 $^1\text{H}$  では  $42.6 \text{ MHz/T}$ .

NMR 映像法は Larmor の関係をうまく利用しているもので、図 3 に示す gradient coil によって、均一磁場の他に、ある方向に直線的に増加する傾斜磁場を重ねる。これにより、磁場強度は場所によって変化することになり、したがって、共鳴周波数  $\nu$  も場所の関数となる。この原理を使って、位置座標を周波数の変化としてとらえ、 $^1\text{H}$  の NMR 像を実験的に求めたのが Lauterbur であった<sup>4)</sup>。

実は、 $^1\text{H-NMR}$  映像法で得られる情報は  $^1\text{H}$  の密度分布に関するものだけではなく、より重要なのは緩和時間に関する情報なのである。 $^1\text{H-NMR}$  映像法が開発される前から、悪性腫瘍組織における水の  $^1\text{H}$  のスピン・格子緩和時間 ( $T_1$ ) が正常組織のそれよりも数倍長いという実験事実が Damadian によって報告されていた<sup>5)</sup>。この実験は人体から組織を取ってきて、試験管内で行なったインビトロ試験であるが、人体内でも、同じような結果が得られることがわかつてき。

$^1\text{H}$ -映像法において、 $T_1$  を計測するには磁気共鳴を起こす RF 波を加えて、 $^1\text{H}$  の磁化を反転させ、その後の緩和化の回復を観測するという方法によって行なわれ

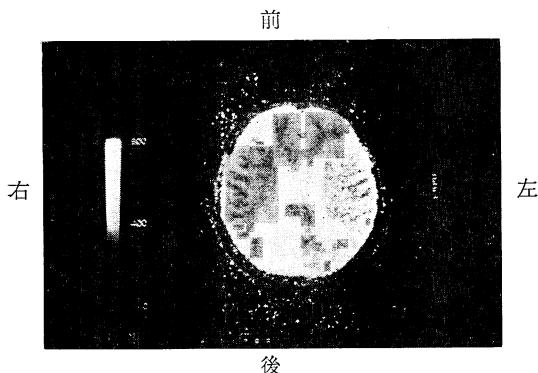


図 4 脳の横断面の  $^1\text{H}$  の  $T_1$  像 (肺癌の脳転移例)

る。詳細は紙数の関係で述べられないが、RF 波の印加法として、 $180^\circ-\tau-90^\circ$  パルス方式といわれるやり方が用いられている<sup>6)</sup>。これによって、 $T_1$  を局所的に計算し、 $T_1$  を映像として表示することが実用化されている。

一例として、脳の横断面の  $^1\text{H}$  の  $T_1$  像を示す（図 4）。この患者は肺癌が脳に転移した症例で、後頭葉の向かって左側に  $T_1$  の長い領域（約 700～800 ms）があり、そこが転移巣である。正常の脳皮質は 400～500 ms であり、癌の場所とのコントラストは大きい。中央の二つの

細長い領域は脳室で髄液があるため、 $T_1$  が長い。なお、この  $T_1$  像は 0.1 T の映像装置で得たものである。

水の  $^1\text{H}$  の  $T_1$  は水の結合状態を表わすといわれており、病態との関連は今後の重大な研究課題となろう。

## 文 献

- 1) E. L. Ritman, J. H. Kinsey, R. A. Robb, B. K. Gilbert L. D. Harris and E. H. Wood: "Three-dimensional imaging of heart, lungs and circulation," *Science*, **210** (1980) 273.
- 2) D. P. Boyd, R. G. Gould, J. R. Quinn, R. Sparks, J. H. Stanley and W. B. Herrmannsfeldt: "A Proposed dynamic cardiac 3-D densitometer for early detection and evaluation of heart disease," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, **NS-26** (1979) 2724.
- 3) T. A. Iinuma, Y. Tateno, Y. Umegaki and E. Watanabe: "Proposed system for ultrafast computed tomography," *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **1** (1977) 494.
- 4) P. C. Lauterbur: "Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance," *Nature (London)*, **242** (1973) 190.
- 5) R. Damadian: "Tumor detection by NMR," *Science*, **171** (1971) 1151.
- 6) 核磁気共鳴医学研究会編: *NMR 医学—基礎と臨床* (丸善, 東京, 1984) p. 42.

(1985年5月13日受理)