

短 報

各種医用画像診断装置の一般向け原理説明の  
ための原理模型の開発1\*

市川 真史

富山市科学文化センター  
939-8084 富山市西中野町1-8-31

Development of Basic Models to Explain  
each Mechanism of various Medical Imaging  
Equipments to Nonprofessionals, 1

Shinji Ichikawa

Toyama Science Museum

これまで富山市科学文化センターでは、学芸員が独自に新しい展示装置を考案してきた(朴木・石坂・石黒;1984, 朴木;1984, 石坂;1991, 布村・渡辺;1994, 市川;2003)。

現在筆者は、近年普及してきた、医用X線CT装置(CT)や磁気共鳴画像診断装置(MRI)、超音波エコー診断装置(US)の原理を科学博物館で一般向けにわかりやすく説明するための、体験型展示装置の開発を行っている。これらの装置は体の断層画像が得られる点では共通しているが、断層画像を得る方法は全く異なる(岩井・斎藤・今里;1988)。この違いに焦点を当てて装置化を進めている。

今回は、医用X線CT装置を中心に、これまでの開発の経過報告を行う。

1. 医用X線CT装置(CT)

医用X線CT装置(CT)で利用する信号はX線である。X線はレントゲン写真で使われる通り、人体を透過し、その際に人体の内部構造に応じて減衰し、強弱変化のある信号として観察される。いわば「影絵」のような形で内部を観察することができる。投影されたX線信号強度のデータは、投影データと呼ばれ、人体の内部情報を含んでいる。

CTで断層画像を得る大まかな原理は、以下の通りである。

1. 人体のある断面について、X線の投影データを得る(図1)。(レントゲン写真と原理的には同様であるが、レントゲン写真は二次元データで

あるのに対し、CTで必要なのは一次元データである。)

2. 同じ断面について、上記で得られた投影データと別の角度から、改めて投影データを得る。同様に360°あらゆる方向からくまなく、同じ断面の別角度からのX線の投影データを得る。
3. 得られた投影データを逆投影変換によって、断層画像に変換する。

投影データを画像に変換する逆投影変換とは、逆ラドン変換とも呼ばれ、「二次元あるいは三次元の物体の形を、その投影データの無限集合から一意的に再生する」という数学的変換である。

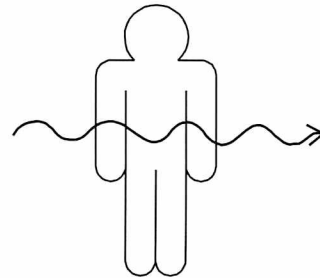


図1 CTでの信号の取得

これらの原理のうち、「投影データを取得し、投影データから断層画像が復元できる」という点を理解できるような展示装置の製作を行った。

X線の投影データの取得は、X線のかわりに可視光を用いて、「半透明の物体に光を当てて反対側から観察して透過光の強度を調べる」として、容易に理解できると予想される。

一方で、投影データから断層画像を復元する逆投影変換を数学的に理解することは、非常に困難と思われる。そこで、逆投影変換を数学的に理解する代わりに、投影データから断層画像を再構成できることを体験的に理解するために、以下のようなパズルを新たに考案した(図2)。

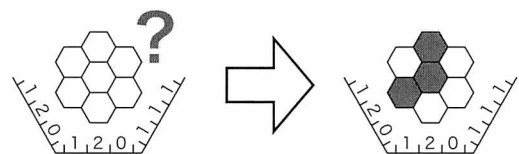


図2 ハニカムパズル

7つの六角形が図2のように並んであり、その周りに配置されている数字を手がかりに、六角形を塗り分けるパズルである。左に3つ並んでいる数字(1, 2, 0)それぞれの意味について、上の数字(1)は7つの六角形のうち中央上と左上の六角形のうち1マスを塗りつぶせることを意味しており、

\* 富山市科学文化センター研究業績第326号

中央の数字（2）は右上と中央と左下の六角形のうち2マス塗りつぶせることを意味しており、下の数字（0）は右下と中央下の六角形のうちのどちらのマスも塗りつぶせないことを意味している。その他の数字についても、同様な意味である。これらのヒントを元にしたと、図2の右側のように

塗りつぶせることが分かる。

このパズルでは、7つの六角形を白と黒の2種類に塗り分けるので、六角形の塗り分けは合計すると  $2^7 = 128$  通り存在する。回転対称性を考慮すると、これら128通りの塗り分けを図3のように28パターンの塗り分けに分類することができる。

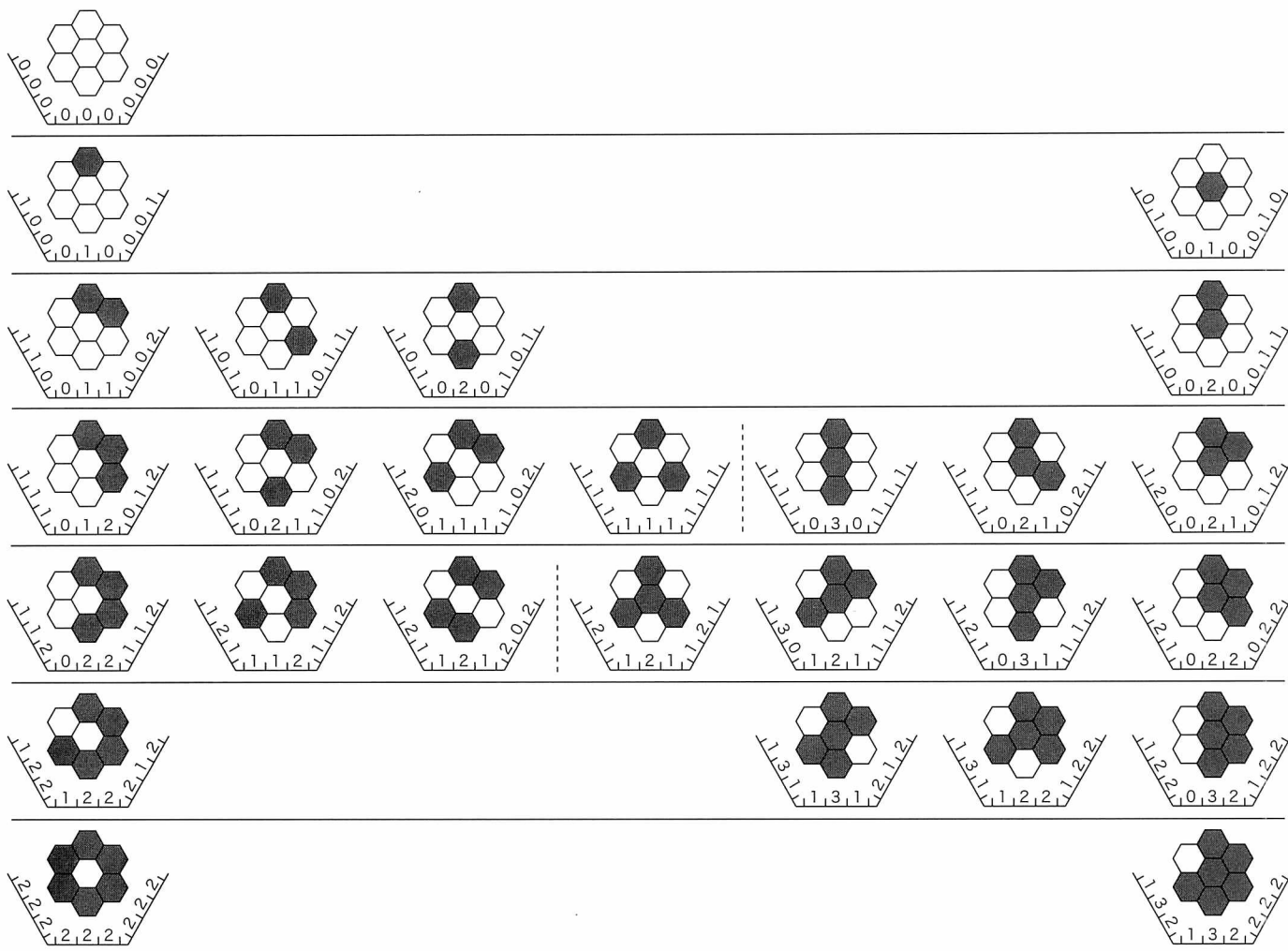


図3 六画面の塗り分け

それに対して、投影データの組み合わせは、 $(3 \times 4 \times 3)^3 = 46656$ 通り考えられるが、これは現実には存在しない組み合わせも含んでいる。実際に存在する投影データの組み合わせは、六角形を塗り分ける128通りのはずであるが、そのうち124通りについては断面の塗り分けと投影データが一对一に対応することがわかったが、例外として、図4に示す2組（4通り）については、上段の左右と下段の左右について、それぞれ塗り分けは異なるが投影パターンは共通となる。

よって、投影データは126通りの組み合わせがあり、結果として、このハニカムパズルは126パターンの問題が出来ることになる。

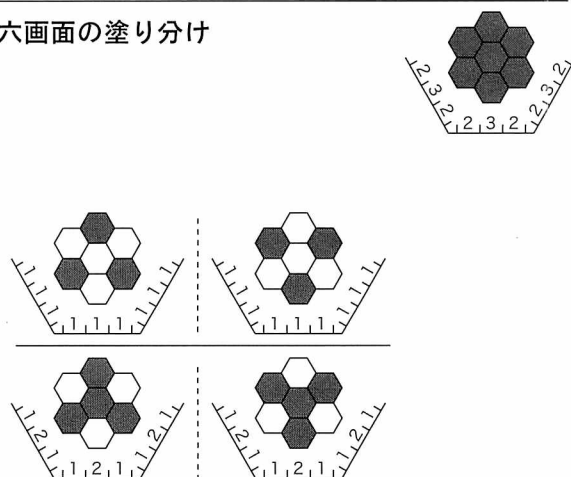


図4 投影データが共通となる六角形の塗り分け

このパズルを装置化するため、図5のような原理模型を製作した。

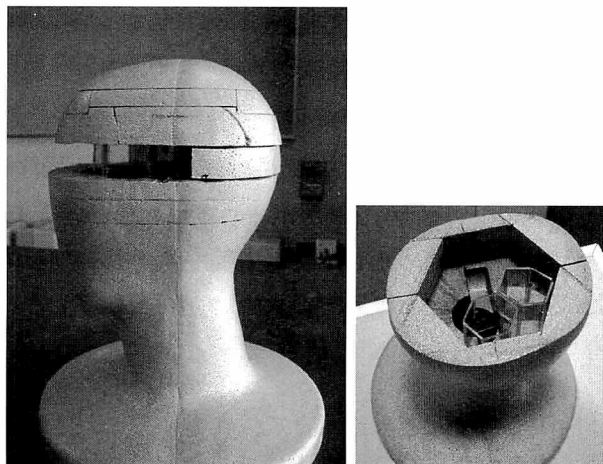


図5 CTの原理模型

これらの装置化において、投影データの取得に使う光は、当初レーザーポインタで使われるレーザー光を想定していたが、光の強度が強すぎたため安全面からLEDに変更した。また、光の色について、赤や緑、青などを検討したが、人によって色それぞれの認識しやすさが異なることから、白色光に決まった。図5の左図の頭部の隙間からLED光を照らし、反対側から観察することで投影データを得る。半透明の光吸収体は、グレーの半透明フィルムを用いた。図5の右図では、アクリル製の六角柱が2本、それぞれ上半分が透明なものと、上半分にグレーの半透明フィルムを貼ったものが入れている。このような六角柱を7本セットし、上下を入れ替えることで様々なパターンのパズルを試すことができる。

展示室にて筆者が解説しながら試してもらったところ、おおむね内容を理解してもらえたが、展示装置として無人で供用するには今後の改良が必要である。

## 2. 磁気共鳴画像診断装置 (MRI)

磁気共鳴画像診断装置 (MRI) は、NMR (核磁気共鳴) という現象を利用して、体内にある水素原子核からの電波を観測する。NMR現象とは次のようなものである。水分子などに含まれる水素原子核は個々に磁性 (磁気双極子モーメント) を持つが、通常は原子核ごとにランダムな方向を向いているので、巨視的には磁化はない。ところが、大きな静磁場中に水素原子核を置くと、その磁性は静磁場方向を中心とした歳差運動を始め、結果として磁性の平均の向きがそろい、巨視的磁化が発生する。この歳差運動の早さは、静磁場の強さに比例する。この状態の水素原子核に対して、静磁場よりも弱い磁場を、

磁性の静磁場に対する歳差運動の回転周期にあわせて (共鳴条件)、静磁場方向に対して横向きにかけて (回転磁場) と、巨視的磁化は回転磁場の周りにもゆっくりと歳差運動を始める (共鳴)。これが核磁気共鳴現象である。この倒れた巨視的磁化は静磁場周りに回転しているので、電波としてコイルによって観測することができる。これがNMR信号である。

NMR信号は電波であり、その電波の周波数は外部静磁場の大きさに比例する。そこで、位置によって強度が異なるような磁場 (傾斜磁場) を加えてNMR信号を観測すれば、NMR信号には位置の情報が電波の周波数として含まれることになる。傾斜磁場は、ある軸方向に一定に強度を増すような磁場を用いる。このような磁場を用いれば、NMR信号の周波数が、その軸方向の位置にあわせて一定の割合で高くなるので、NMR信号の周波数から、逆にその信号を発生した水素原子核の位置が分かることになる。

MRIで断層画像を得る大まかな原理は、以下の通りである。

1. 検査したい人を静磁場中に寝かせる。
2. 傾斜磁場をかけ、静磁場に対する歳差運動の回転周期を場所によって異ならせる。この場合、回転周期は、傾斜磁場の強度変化の方向に対して垂直な面では等しく、周波数の等しい範囲が層状に積み重なっている状態にある。
3. ある場所の回転周期に同期した回転磁場をかけ、その場所の回転周期に等しい断層面だけからNMR信号を発生させる。
4. NMR信号を観測する前に、断層面に平行な方向の傾斜磁場を短時間だけかけNMR信号の強度を場所に依存して変化させる。
5. 次にNMR信号を観測する際に、断層面に平行で先ほどの傾斜磁場に垂直な方向の傾斜磁場をかけ、NMR信号の周波数を場所に依存して変化させた状態で、NMR信号を観測する。引き続き、3. 4. 5. をくり返し、必要な回数だけNMR信号を観測する。その際、4. の傾斜磁場をかける時間を各回ごとに変化させ、NMR信号強度の場所ごとの変化量を変化させる。
6. 得られたNMR信号を二次元フーリエ変換によって、断層画像に変換する。

フーリエ変換とは、信号に含まれるさまざまな周期的に変化する成分を、周波数ごとに分離しそれぞれの強度を明らかにする数学的変換である。

得られたNMR信号は断層面内のあらゆる場所からの微信号が重なり合った状態で観測されているが、上記4. と5. の操作によってそれぞれの微信号

の位置情報が強度の変化と周波数としてNMR信号に含まれているので、二次元フーリエ変換によって強度変化と周波数ごとに分離することが可能であり、結果として位置ごとに分離した信号強度を取り出せる。場所ごとの信号強度は、そこに存在する水素原子核の密度に対応し、それが断層画像となる。

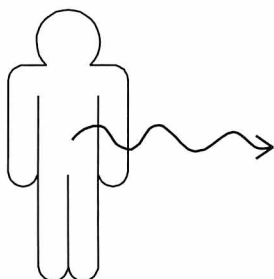


図6 MRIでの信号の取得

これらの原理のうち1. 2. 3.におけるNMR信号の発生については非常に難しいので、今回の展示装置化において深くは取り扱わない。4. 5. 6.の「位置情報が周波数として含まれた信号から周波数成分をとりだし、断層画像に変換する」部分について、装置化を行って説明をする。

ある信号から周波数成分を分離する作業を体験するのは、「音」の音階を聞き分けがそれにあたる。つまり、場所ごとに異なる音階の音を出す装置において、その音を聞き分けることで、一軸方向の位置情報を知ることができる。断層画像としてはさらにもう一軸方向の位置情報が必要であるが、それには音の強度変化、つまり「うなり」を利用する。うなりの早さをもう一軸方向の場所ごとに変化させることで、「音階」と「うなりの早さ」の両方を聞き分けることで、音源の平面分布、つまり断層画像を再構成するという作業を体験的に行うことができる。

### 3. 超音波エコー診断装置 (US)

超音波エコー診断装置 (US) で利用する信号は音である。音は有限の速度で進み、反射 (エコー) して戻ってくる。その反射して戻る時間から、反射した位置までの距離が計算できる。

USで断層画像を得る大まかな原理は、以下の通りである。

1. 体の表面から目的の臓器に向けて超音波を当てる。
2. 密度の異なる各組織の境界で超音波が反射される。
3. 各組織からエコーが戻ってくるまでの時間とエコーの強度を受信する。
4. 得られたデータから距離を計算し、断層画像に変換する。

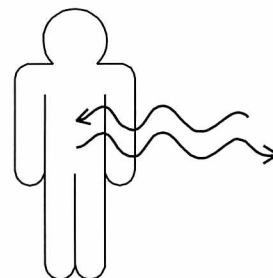


図7 USでの信号の取得

これらの原理のうち「反射時間を測定し、反射時間から断層画像を復元する」という点を理解できるような展示装置の製作を行う。

音を聞くことはできるが、音の反射時間の測定を体験するには音速は速すぎて、非常に長い距離が必要で大がかりになりすぎるので、今回の装置化には適さない。そこで、音の代わりに、ボールの反射時間を測定することで、壁面までの距離を推測する体験を提供する装置の製作を行う。

磁気共鳴画像診断装置と超音波エコー診断装置との詳細は次号で報告する。

### 謝辞

なお、この研究は文部科学省科学研究費補助金若手研究 (B)「各種医用画像診断装置の一般向け原理説明のための原理模型の開発」(課題番号16700549)の補助を受け実施している。

### 参考文献

- 朴木英治・石坂雅昭・黒田久喜, 1984,10進数を2進数に変換する装置「からくりコンピュータもどき」の製作. 富山市科学文化センター研究報告, 6:97-100.
- 朴木英治, 1984, 熱電素子実験装置の改良. 富山市科学文化センター研究報告, 6:101-102.
- 石坂雅昭, 1991, 雪片の顕微鏡立体写真撮影法とその展示. 富山市科学文化センター研究報告, 14: 111-115.
- 布村克志・渡辺誠, 1994, パソコンを使用した展示用自作ソフト. 富山市科学文化センター研究報告, 17:133-144.
- 市川真史, 2003, 平成14年度特別展「はかる」の報告. 富山市科学文化センター研究報告, 26:151-156.
- 岩井喜典・斎藤雄督・今里悠一, 1988, 医用画像診断装置 - CT MRIを中心として -. コロナ社, 東京.