

画像通信

Vol. 10 No. 1 (通巻18)

目 次

- ☆ 第21回画像部会(東京)総会案内
教育講演 「MRIにおける画像再構成の理論」
筑波大学教授 井上多門
- ☆ 画像論の流れ 若松孝司
- ☆ 昭和61年度 事業報告
- ☆ 第22回画像部会(浜松)予告
- ☆ 第2回画像リフレッシャー・スクール開催予告

昭和62年4月

社団法人 日本放射線技術学会
画像部会

第22回 画像部会予告

日 時 : 昭和62年10月17日(土) 午前10時~

場 所 : 静岡県浜松市市民会館

プログラム : 午前 講演(未定)

午後 シンポジウム

「画像処理の問題点」

第2回 画像リフレッシャー・スクール 予告

このスクールは、画像の解析・評価・計測など、画像についての啓蒙的、学術的研修会です。画像部会のこれまでの実績をふまえて、優れた講師の方々をお願いし、画像技術のレベルを引き上げると同時に、新しい技術にも即応できる内容にしたいと思います。(以下、すべて予定です。詳細は学会誌に掲載します)

期 日 : 8月上旬(3日間合同宿泊)

場 所 : 関西地区

受講者数 : 20名

受講料 : 35,000円(教材、資料、および宿泊料を含む)

内 容 : 画像評価についての基礎について学び、実験・演習などにより理解を助ける。

(a) 画像に関する総合的解説講演

(b) 講義と実験・演習: X線センシトメトリー、MTF、粒状度、
ROC解折など、パソコンなどを使用し
解折や計算を実地に学ぶ。

第21回 画像部会のご案内

日 時：昭和62年4月2日(木) 14:00 ~ 17:00

場 所：東京都科学技術館(第3会場)

東京都千代田区北の丸公園2番1号

プログラム：1. 総会・14:00~14:20

事業報告、財務報告、事業計画、その他

2. 教育講演・14:30~17:00

「MRIにおける画像再構成の理論」

筑波大学教授 井上多門先生

昭和61年度 画像部会 事業報告

1. 昭和61年4月3日 第19回 画像部会 東京都

(1) 総会 事業報告、事業計画、役員改選

(2) 画像について語ろう 「パソコンと画像」

① パソコンの技術動向 日本電気(株) 情報処理OA事業部 村松好治

② 医用画像に関するパソコンの応用

日本電気(株) メディカルシステム事業部 古島信正

③ パソコンと画像解析 信州大学 小口宏

④ PCによる画像処理について 埼玉県立がんセンター 三塙宏二

⑤ パソコン5台による画像処理ソフトのデモンストレーション

ソフト提供 — 山下、内田、小寺、小口、三塙

2. 昭和61年8月9・10・11日 画像リフレッシャースクール

会場 大阪大医短および関西大学セミナーハウス

内容 画像評価法の実習と演習

参加 19名 (講師2名、チューター5名、アシスタント2名)

3. 昭和61年11月1日 第20回 画像部会 大阪市立ピロティーホール

○ 教育講演 総合画像診断の有効度評価と総合判定基準の最適化問題

滋賀医科大学 山崎武

○ 画像レクチャー 医用画像処理システムの標準化の検討について

信州大学 滝沢正臣

- 画像シンポジウム「画像雑音について」 座長 広島大学 小寺吉衛
増感紙フィルム系のウイナー・スペクトル測定時の問題点と精度
東北通信病院 大久敏弘
ウイナー・スペクトルによるデジタルラジオグラフィーの粒状性
岐阜工専 藤田広志
臨床における粒状性の影響 大阪市大 畑川政勝
放射線画像系の粒状性 広島大 小寺吉衛
参加者数 延173名

MR Iにおける画像再構成

筑波大学 物理工学系 井上多門

1. はじめに

MR Iはすでに我国における設置数も80台を越え、実用的な臨床診断用画像装置として盛んに利用されるようになった。得られる画像の質も大きく改善され、類似の像を提供するX線CTのそれを凌駕するほどになっている。このようなMR Iにより得られる画像の診断的価値は、X線CTのもたらすそれを上回る程となり、とくに種々のパルス系列の変化に基づく画像の多様性は、むしろ臨床家に混乱を与えるほどに豊富である。このMR Iの急速な発展は、開発の最初にはNMR-CTと呼ばれたことからも解るようにCT(computerized tomography)技術の延長としてとらえることができる。したがって、その中心となる画像再構成の方法においてもX線CTで用いられた方法が基本となって発展した。さらにMR Iではデータ収集の方法がX線CTなどの場合よりも柔軟性があるため、より直接的に再構成を行なう方法へと変化してきている。ここでは、まず基本となるX線CTの画像再構成の方法を数学的に要約して示し、これが現在のMR Iの再構成方法へと発展した過程について解説する。

2. X線CTにおける再構成問題

1972年に突如として世に現われたX線CTは、その後数年にわたる激しい改良の競争の過程を経て、工学的には殆ど完成した段階に来ていると考えられている。CTの画像処理の中心となる再構成の方法においても、最初に用いられていた逐次近似法は現在はまったく利用されず、つぎに示す2次元Fourier変換を基本とする方法に変わっている。すなわち、まず被写体に固定した直交座標形(x, y)をとり、つぎにこれを原点のまわりに θ だけ回転した座標系(X, Y)を考える。被写体分布を示す着目する物理量の平面内分布をf(x, y)とする。この物理量に関する θ 方向への投影(projection)は

$$g(X, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dY \quad (1)$$

によって与えられる。(X線CTの場合では、f(x, y)はX線に対する線減衰係数の分布となる。この場合、X線ビームに沿ってのX線強度の減衰は $\exp(-\int f(x, y) dY)$ に比例するので、検出器出力の対数変換から投影関数が求められる。)(x, y)に対応する空間周波数領域の成分を(ξ, η)とし、f(x, y)の2次元Fourier変換をF(ξ, η)とすれば、その定義から

$$F(\xi, \eta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i(\xi x + \eta y)] dx dy \quad (2)$$

と与えられる。この関数の原点を通り ξ 軸と θ の角をなす直線上の座標 ω における値

$F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta)$ は(2)より

$$\begin{aligned} & F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)] dx dy \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} g(X, \theta) \exp(-i\omega X) dX \end{aligned} \quad (3)$$

ただし $X = x \cos \theta + y \sin \theta$

となり、 θ 方向への投影 $g(X, \theta)$ の 1 次元 Fourier 変換として $F(\xi, \eta)$ の θ 方向への成分が与えられる。したがって、被写体をめぐるすべての方向への投影が得られれば $F(\xi, \eta)$ は全領域で与えられるので、原分布 $f(x, y)$ はこの関数の 2 次元 Fourier 逆変換として次のように求められる。

$$f(x, y) = 1/4\pi^2 \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\xi, \eta) \exp[i(\xi x + \eta y)] d\xi d\eta \quad (4)$$

これが現在の CT で用いられている投影から原像を復元する方法の基本となる数学的表現である。

しかし、実際に電算機によりデジタル計算を行なう場合には、(3)における標本点 (ω_k, θ_ℓ) と (4)の計算を行なうための標本点 (ξ_m, η_n) とは一般に一致しないので、この変換を行なうための内挿計算が必要となる。この問題を避けるために通常は(4)を直交座標系で行なわず、(3)に対応した極座標系で行なう。すなわち、(4)を (ω, θ) 系で表わせば

$$\begin{aligned} & f(x, y) \\ &= 1/8\pi^2 \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) \exp[i\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)] | \omega | \\ & \quad d\omega d\theta \\ &= 1/8\pi^2 \int_0^{2\pi} \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} [g(X, \theta) \exp(-i\omega X) dX] | \omega | \exp(i\omega X) d\omega \right\} d\theta \end{aligned} \quad (5)$$

ただし、 $X = x \cos \theta + y \sin \theta$

が得られる。この表現は物理的に見れば投影関数に対し Fourier 変換領域で周波数 ω の絶対値に比例するフィルター関数を作成させた後、投影と同一の空間に戻し、さらに投影の逆操作、すなわち逆投影を行なうことにより原分布が求められることを示す。このため、フィルター補正逆投影 (filtered back-projection) 法と呼ばれる。さらに周波数領域でフィルター関数を積算することは、フィルター関数の Fourier 逆変換を重畠積分することと等価であることから、投影関数に対するフィルタリングを原領域で行う重畠積分 (convolution) 法も用いられている。

3. MRI の再構成問題

NMR は本来、一様な静磁場中の測定対象領域に存在する対象核種全体からの空間的に積分された情報を観測するものであるので、画像として表現することは不適当な計測情報と考えられていた。このため、Damadian による NMR の生体計測への応用の有効性を示唆する論文の発表以来、

この情報の画像化を試みる研究が種々行なわれたが、最初は空間の一点からの信号を測定し、このような点により被写体を走査するいわゆる点走査方式が用いられたのである。しかし、この方式では実用的な時間内に画像を得ることができないことが判明し、能率の良い画像形成の方法が求められたのである。このような時にX線CTが出現し、投影という一種の積分情報をもとに画像再構成が可能であることが示され、その対応から勾配磁場を利用してLauterburの方法が提案された。NMRにおける共鳴周波数 ν は、印加する静磁場 H と核磁気回転比 γ を用いて

$$\nu = \gamma H \quad (6)$$

と与えられる。したがって、特定の共鳴周波数におけるNMR信号の強度は対応する静磁場強度の領域に存在する対応核種からの信号の総和である。そこで、ある平面内のNMR信号の分布を考え $f(x, y)$ とするならば、周波数 ν におけるレスポンス $S(\nu)$ は

$$S(\nu) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) d\ell \quad (7)$$

と表わされる。ただし、 ℓ は周波数 ν に対応する等磁場強度曲線を表わし、積分はこれに沿って行なわれる。そこで、いま直線 $X = x \cos \theta + y \sin \theta = \text{const.}$ に沿って一定な静磁場

$$H(X) = H_0 + GX \quad (8)$$

を発生させるならば、そのレスポンスは

$$S(\nu) = S(\gamma(H + GX)) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dY \quad (9)$$

ただし、 $Y = -y \sin \theta + x \cos \theta$

となり、(1)に示した投影関数が求められることになる。

LauterburはこのようにしてNMR信号に関する投影関数を得て、さらにX線CTと同様な画像再構成計算により、NMR像が得られることを示した。

この方法はNMRの計測信号に空間情報を付与するための基本原理を与え、現在のMRIの発展の基礎となったのである。最初の実用的なMRI装置はこのようなCTとまったく同様な投影関数を求める方法で行なわれ、その画像形成法は、投影再構成(projection reconstruction)法として知られるようになった。しかるに、このような方法により画像再構成を行なってみると、より直接的な再構成法があることに容易に気つくのである。すなわち、現在の通常のNMR測定法であるパルス法では(9)に示すような周波数レスポンスが計測されるのではなく、 $S(\nu)$ のFourier変換であるFIDなどの時間関数が直接の計測対象となるのである。したがって、実際に測定されるのは

$$S(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\nu) \exp(-i\nu t) d\nu \quad (10)$$

が計測されることになるが、これは(3)より

$$\begin{aligned} & \int_{-\infty}^{\infty} g(x, \theta) \exp(-i\gamma Gx t) dx \\ &= F(\gamma G t \cos \theta, \gamma G t \sin \theta) \end{aligned} \quad (11)$$

となり、線形勾配磁場方向への被写体関数の2次元 Fourier 変換がそのまま観測されることになる。この議論から明らかのように、それぞれ x , y 方向に G_x , G_y の強度を持つ線形勾配磁場を t_x , t_y の間それぞれ与えた後に得られる信号は、 $F(\gamma G_x t_x, \gamma G_y t_y)$ を表わすことになる。

そこで、例えば x 方向へ G_x の強度の線形勾配磁場を t_x の間与えた後、 G_y の強度を持つ y 方向への線形勾配磁場に切り替えて、その後の時間信号を読み出すならば、 $F(\xi, \eta)$ の関数の η 軸 (y 方向) へのデータが直接得られる。したがって、最初の x 方向への線形勾配磁場の強度あるいは印加時間を一定の刻みで変化させれば、(2)に示した被写体分布の2次元 Fourier 変換の直交座標表現の標本点がそのまま求められ、計算の容易な2次元 Fourier 逆変換のみで再構成画像が得られることになる。このような原理の一般的な理論は、Lauterbur の発表の後間もなくして Ernst らによって発表された。現在の MRI の画像はスライス面を指定した後、面内の情報をこのような方法で決定する2次元 Fourier 変換法によるものがほとんどである。

以上の事柄を要約すれば次のようになる。すなわち、空間の x , y , z 方向へそれぞれ G_x , G_y , G_z の強度の線形勾配磁場を t_x , t_y , t_z の間与えた後にえられる NMR の信号の位相は $(\gamma G_x t_x, \gamma G_y t_y, \gamma G_z t_z)$ により表わされるので、被写体分布 $f(x, y, z)$ に対し

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y, z) \exp[-i(\gamma G_x t_x x + \gamma G_y t_y y + \gamma G_z t_z z)] dx dy dz$$

に対応する信号が測定される。この原理により、3次元の直接再構成も可能である。また、流れがある場合には、移動する微小領域が経験する位相変化は流れの情報を含むので、これをを利用して流れの映像化を実現することも可能である。あるいは、空間的な座標のほか、化学シフトの座標を導入し同様な取扱をすることにより、化学シフトの映像を得ることもできる。

以上述べたように NMR 信号として測定されるものは、X線CTなどの場合よりも遙かに豊富であり、また柔軟性に富んでいる。このため、X線CTでは期待できなかったような種々の量の映像化が可能であり、またより直接的な画像再構成方法が得られることになる。このような性質を利用して、現在多くの研究が続けられており、今後さらに多くの臨床的価値のある手法が実用化されるものと思われる。

画像論の流れ

国立循環器病センター 若松 孝司
放射線診療部

画像論の根本は、S/N比にあって、事あるごとに、S/N比にかえってみるのが鉄則であると云われている。いわば、全ての画像の世界にあっては、このS/N比を、いかに高めるかに嘗々としてきている。

1974年のDavid J. GoodenoughおよびKurt Rossmannによって発表されたROC曲線による放射線画像の評価の論文は、大きな衝撃を与えた。とくに、ビーズと針の比較のX線写真と直径2mmのビーズのX線写真の視覚評定によるROC曲線は、つぎの四つのことをわれわれに示唆した。

1) 主観的評価も統計的手法を導入することによって、客観的な物理量としての評価に変換できる。すなわち、人間の視覚系自体を一種の検出器としてとり扱うことができる。

2) 相対感度を等しくした場合、低感度でMTFのよい増感紙と高感度のフィルムとの組み合わせのシステムと、高感度でMTFの悪い増感紙と低感度のフィルムの組み合わせシステムでの画質の比較において、高コントラストで高周波の被写体の描出能は、前者が優れている。しかし低コントラストで低周波の被写体の検出能は、後者の方が優れている。これをわれわれは、増感紙・フィルムシステムがもつ画質の二重性と呼ぶことにしている。

3) 当時のMTFを優先する考え方から、粒状性とのバランスを考える思考の変革が必要である。

4) ROC法は、あくまでも帰納法的な手法であることを知って、しかも、視覚系を検出器として一種のS/N比を測定していることから、これまでの物理量である、階調、MTF、ウィナースペクトルに新しく被写体スペクトルを導入して、検出器(視覚系を含む)の伝達関数、そして附加される雑音(内部雑音)まで含めた総合画像評価の理論体系が必要になってきた。しかも、この体系が、増感紙フィルムシステムのもつ画質の二重性の証明を行ない得るものであり、確率論的にもROCの結果を説明し、しかも、つぎに来る画像処理の時代の理論にまで引き継がれて行かなければならぬ。いわゆる最適フィルタの設計にまで理論をとどかせることである。

ROC曲線による画質の評価法は、つぎの時代の希土類増感紙・フィルムシステムによる高感度化に対する考え方の先達としてギリギリの線で用意されたものであったと云っても過言でない。力強く実証主義的なROCの手法と理論が、当時のMTF優先の考え方のままで、FS増感紙の16倍といったような、より高感度化に指向する傾向に歛止めをかけ、今日の常識的な希土類増感紙・フィルムシステムの使用の普及を迅速に可能にしたのだと信じている。

増感紙・フィルムシステムに対するROC曲線の代表的なものは、Goodenough, Rossmannらによるカルタン系に対する $\text{Par} + \text{RP}/\text{R}$ と $\text{TF2} + \text{RP}$, $\text{TF2} + \text{RP}/\text{R}$ そして $\text{Par} + \text{RP}$ システムのROC曲線である。希土類増感紙・フィルムシステムについては山下、長畠らによるもの

である。Par + RP/R と TF2 + RP の比較は、G4 + RXO と Lanex Regular + OGとの比較の結果に受けつがれている。TF2 + RP/R は G8 + RXOへ、そして今日では、Lanex Regular + OH1 や Lanex Fast + OH1 へ引きつがれ、拡大血管撮影での利用に、その成果の答えを得ている。Par + RP の結果は、G4 + OG となり、当時すでに鮮鋭度が要求される腹部血管撮影にルーチン化されていた。これは、現在の希土類増感紙フィルムシステムの一側面を数年間、先取りしていたことになる。

この時点で、増感紙・フィルムシステムの実用的テスト法としてROC法の代用としてBurgess' phantom 法を用いることが提唱されている。

画像処理に関するROC曲線は、高野らによって与えられ、階調処理および周波数強調処理によって検出能が増大することが実証された。また、このことが物理量による評価は、ほどほどにと云った風潮を生んだことも真実であった。今日的なROC曲線としては、近大、岡田のクロスオーバ効果に対するものがある。これは、まさに現在もなお、針とビーズの画質の問答が脈々として生きつづけている証拠であろう。

物理をもとにして、理想的検出器によってROC曲線を描くには、確率論の導入が必要なのでサンプリング定理による空間領域において信号波形の不連続データを用いる。各データポイントで信号強度は、雑音の重畳によりガウス分布する。したがって、全データポイントにおける、信号と雑音から求められる正規分布多変量確率密度関数による尤度比から等分散のROC曲線が描ける。等分散のROC曲線からは検出能 d' が定義され、これは周波数領域においてマッチド・フィルタモデルのSN比に等しいことが確率的にマトリックス論から導かれる。ROC曲線からエントロピーと伝達効率が矛盾なく求めることができる。Lo o および土井によってマッチド・フィルタモデルのSN比は、人の検出能と強い相関をもつことが実証された。マッチド・フィルタモデルの関数は、スペクトルSN比の2乗そのものであり、この中の増感紙フィルムの特性に関するものがNEQ(u)である。NEQ(u)をもとにして針とビーズの画質の二重性が評価できる。NEQ(u)は、写真物理学においてDQE(u)と結合されている。

Lo o および土井が示した人の検出能と強い相関をもつ他の二つのモデルもシュバルツの不等式によってマッチド・フィルタモデルに還元することができる。

画像処理によって検出能が増大する理由は、理想的検出器に対して内部雑音をもつ現実的検出器によるSN比モデルを考えることにより明らかにすることができます。したがって視覚系に内部雑音があることが予見できる。石田および土井によって、視覚系の内部雑音の大きさは、X-Omatic Regular / XRP の濃度1.0における粒状雑音の80%程度とされ、人の視覚のSN比のしきい値3.8が求められている。したがって、検出能 d' から3.8を差し引いたものが、実際の視覚系の検出能に近い値であると考えられる。

つぎに、検出能を増大するための画像処理のフィルタであるが、これは現実的検出器モデルのSN比を理想的検出器すなわちマッチドフィルタモデルのSN比に近づけるものとして設計できる。

視覚系の内部雑音が白色化であれば、学習ありで Optimal filter , 学習なしで、視覚系の MTF の 2 乗の逆数を含むマッチド・フィルタになる。シカゴ大学からは、 unsharpness masking filter , Metz filter , matched filter , optimal filter の効果が発表されているが、階調処理に比較してあまり効果が望まれないようである。これは、画像処理系のダイナミックレンジに関係があるようで、最終的に Optimal filter と Metz filter の混合形が提唱されている。しかし、興味あることは、 matched filter は、コンピュータを検出器とすれば効果があることを示唆していることを思うと、つぎに来る画像論は、デジタル化を含め自動診断をテーマとする理論に移って行くのであろうか。茫洋とした画像論の大海上にあって、指針を望むあまり、画像部会がシカゴ大学を上回る、でっかい画像の研究所を作ってくれたらと思うのだが、これも、ままならぬのなら画像の仲間と連繋して自分の手と足で漕ぎ出して行くしかない。

あとがき

デジタル画像の解析には、コンピュータは不可欠なもので、これを利用するための理論と応用技術が重要である。今回の教育講演「M R I における画像再構成の理論」についても内容が難しいものであるが、井上先生がやさしく解説していただけるということで期待しています。時間が充分ではありませんが、今回の講演のテーマをもつことで会員のデジタル画像解析の基礎となり今後に役立つことと思います。多くの方々の参加をお待ちしています。

去年の第1回画像リフレッシャー・スクールにひきつづき、今年も第2回画像リフレッシャー・スクールとして開催します。画像の技術と理論の輪をさらに拡げ、会員の画像部会にする為の企画としていきたいと思っています。

