

## 近年の X 線 CT 画像の非線形的特性と画質の物理評価について

森 一生

東北大学大学院医学系研究科 医用画像工学分野

## Non-linear Nature of Recent CT Images and Image Quality Evaluation

Issei MORI

*Radiological Imaging and Informatics, Health Sciences, Tohoku University Graduate School of Medicine*

Key words : X-ray CT, image quality, non-linear filter, iterative reconstruction, resolution, noise

The use of nonlinear image filters has become a common practice because it is regarded as effective to reduce image noise : it reduces the imaging dose while maintaining the image quality. More importantly, the recent technological trend of CT is the development of iterative reconstruction (IR) methods. The IR methods are believed to achieve higher image quality with a lower dose than analytical reconstruction methods, which are today's established reconstruction technique. However, the images obtained using these methods are presumably strongly nonlinear. When the linearity of a system is in question, physical performance indexes should be measured under conditions similar to those of clinical use. Actually, this is a difficult task. Proper measurement methods are not yet established. In addition, technical details of IR methods and nonlinear image filters have never been disclosed. For these reasons, it is extremely difficult to assess the efficacy of these new techniques correctly. Probably, most present image quality assessment reports are fallible. Therefore, in this article, we review the issues of nonlinearity, limitations of conventional image quality assessment methods, principles of IR methods, expected behavior of IR images, and pitfalls of image quality evaluation for such images. We also briefly introduce our development of image quality measurements that might rectify, at least partly, today's confused situation.

## 1. はじめに

医用画像診断装置のユーザーにとって画質の評価は重要である。一つには最善の条件で運用できるようにするためである。また、画質を正しく評価し問題を適確に抽出することが、産業側による優れた装置・技術の開発を促すことになる。ところが、最近の X 線 CT (以下 CT) の画質評価はきわめて難しくなりつつある。従来とは性質を異にする画質特性の画像処理法あるいは画像再構成法が一大トレンドとなっている。そのような画像

の真価を確認するためには、正確な画質評価が不可欠である。しかし「従来とは性質を異にする」がゆえに、従来から日常的に使われてきた画質の物理指標をそのまま使えない状況に至っているのである。

まず、2000 年前後から各 CT メーカーより非線形画像フィルタが供給され、各施設で日常的に利用され始めた。非線形画像フィルタは、画像の鮮鋭さを損なわずに画像雑音を低減する(従って X 線被曝の低減に有用である)とされたものである。引き続いて最近は逐次近似応用再構成(以下、

IR 応用法) と総称される方法による画像再構成が勃興しており、既に実際の臨床で利用されている。さらに、本格的な逐次近似再構成 (Iterative Reconstruction, 以下 IR 法) が一部で実用化され始め、あらゆる CT メーカーはこの IR 法に開発努力を集中させている。これらの新たな画像再構成法は、現在利用されているコンボリューション逆投影法 (Convolution Back Projection, CBP) やフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection, FBP) などの解析的再構成法に比べ、格段に低雑音の画像が得られるとされている。CT による医療被曝の大きさが懸念されて久しいが、非線形画像フィルタ、IR 応用法さらには IR 法は、どれもより低線量で画質を確保するという要請を満たすために追求されているものである。

しかしながら、これらの手法による画像の画質評価は実は難しい。その理由は、これら手法による画像は非線形の複雑な挙動をするということにある。一方、これまで確立しており日常的に使われている画質評価手法は、画像の線形挙動を前提にしている。このことを十分に理解しないままにこれまでの画質評価手法をそのまま適用すると、これら非線形的画像では一般に極めて高い評価結果となる。しかしながら、臨床条件での画像で同様に好成績を上げるのかは別問題である。そして、臨床条件で画質の定量的な物理指標を正しく計測することは極めて難しく、殆ど未開拓の領域と言って良い。このようなことから、これら新たな手法による画像で解析的再構成法の場合と比べてどの程度線量を低減できるのか、あるいは線量を低減しつつ画質は確保されるのか、容易に判断できないのである。むしろ明らかに誤っていると思われる評価報告のほうが多い状況である。

本稿では、このような状況を解説・レビューしたい。すなわち、画像の線形・非線形とはどのようなことか、画質評価の既存の指標や計測方法、IR 応用法や IR 法の技術と期待される画質、それらの画質評価報告例、画質計測において陥りやすい錯誤、等について概説をする。また、従来の線形画像においても既に存在していた画質計測上の錯誤についても若干の説明を加えたい。それは従

来からある程度問題ではあったが、近年の非線形画像においてさらに顕著な問題となるからである。

ここで、画質評価には大きく分けて視知覚試験などの官能検査と、物理特性を客観的な数値として計測する物理評価とがあるが、本稿では物理評価を中心に記す。CT の画質評価はほとんどが物理評価に基づいており、また物理評価において特に問題が生じているという状況だからである。

また、CT にとって最も重要なのは軟部組織の病変の描出能である。CT はこのために開発されたと言って過言では無い。そして、軟部組織は背景との CT 値差が小さく、微妙な病変は雑音に隠れやすい。骨などの充分に高いコントラストの構造 (骨等) の描出においては雑音が問題になることはあまりない。近年の画質関連の技術は低線量化 (低雑音化) が意図であるから、画質の評価も軟部組織を念頭に置いて進められるべきである。本稿もこれに沿って記すこととする。

## 2. 従来から行われている基本的な画質計測と線形・非線形

ここでは、CT 画像の画質評価にあたっての基本的事項や適用限界について、導入の意味も含めて概説する。画質の物理指標の最も基本となるものは雑音と解像力であるから、これらを中心に記す。

### 2.1. 画像雑音

通常は雑音画像に ROI (Region of Interest) を設定し、ROI 内の画素値の雑音標準偏差 (noise standard deviation, 以下単に SD と記す) を雑音の指標とする。関心部構造と背景との画素値差即ちコントラストとこの SD との比 (Contrast to Noise Ratio, 以下 CNR) が関心部の描出能の決定因子とされる。しかしながら、図 1 のように、SD や CNR では描出能を表現できないことは明らかである。SD は雑音の簡易な一指標に過ぎず、CNR もまた描出能に関連する簡易な一指標に過ぎないのである。

雑音を十分に適確に評価するには雑音のパワースペクトル (Noise Power Spectrum, 以下 NPS)

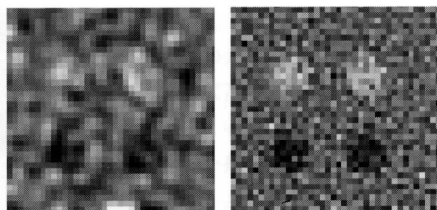


図 1. 画像雑音標準偏差あるいは CNR では十分に検出能を反映していない。左右の両画像とも雑音の SD は 20 HU, CNR は 2。(白および黒の円形信号構造の画素値は  $\pm 40$  HU, 背景 0 HU)。

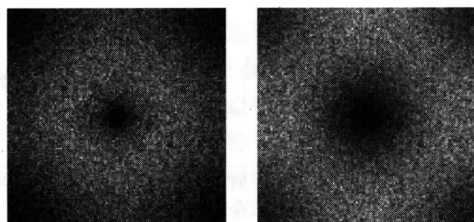


図 2. 図 1 の左右の画像雑音の NPS。上段は二次元 NPS, 原点は中央。下段の実線は一次元化したラジアル NPS (実線), 横軸は空間周波数, 原点は左端。下段において破線は信号構造のスペクトル。

を調べねばならない<sup>1-3)</sup>。図 2 は図 1 の画像の NPS である。関心のある信号構造はある程度の大きさを持っているので、信号スペクトルは常に低周波域に集中する。見たいものに似ている雑音が邪魔をするのであるから、信号スペクトル域から離れた雑音スペクトルは視認性に殆ど影響しないということは容易に想像できよう。すなわち、NPS の低周波域が低コントラスト検出能を規定する。一方、SD は (CNR もまた) NPS の中高周波域が支配する。このようなことから、SD や CNR は装置の日常点検には使えても、画質の本質的な指標にはなり得ないのである。

線量増減で NPS の高さは変わるが、NPS 形状は不変のままである。即ち雑音は高周波も低周波も満遍なく増減する。しかし、画像再構成法や画

像処理法により NPS 形状は変わる。NPS 高域部を低減するのは、軟らかい再構成関数の使用や軽い平滑化フィルタなど、公知の手段で極めて容易である。そして、信号スペクトルを維持したまま NPS 低域部を抑制するのは難しい。すなわち、新たな画像化手法の雑音抑制の実態と真価を知るには、NPS 低域部の観測が重要である。このようなことは一部には知られているが、NPS 計測は SD 計測ほど簡単では無いこともあってか、多くの画質評価報告において、雑音については SD に基づいている。これが誤評価の一因である。

もちろん NPS 計測をしている例も最近では増えている。ただ、本邦で普及している NPS 計測は、仮想スリット法である<sup>4)</sup>。これは比較的簡易であるが、残念ながら低周波域の誤差が大きく、新たな画像化手法で NPS 低周波域が低下するか不変であるかは鑑別できても、低コントラスト検出能において低周波域の NPS 増減を線量増減に換算できるような定量性は難しい。もっとも、欧米で行われるオーソドックスな NPS 計測法でも、不注意に行えば低周波域の十分な計測精度は確保しがたい<sup>5)</sup>。これは正確な定量計測を志向する場合の注意点であろう。

## 2.2. 解像力の計測

もっばら、金属ワイヤによる Point Spread Function (PSF) 法で解像力評価が為される。充分細径のワイヤは点状構造のデルタ関数と見なせ、このボケ画像すなわち PSF をもってシステムの解像力指標とする。すなわち PSF をフーリエ変換して Modulation Transfer Function (MTF) を求める。簡便であり、ほぼ文化として定着してしまっているため、MTF 計測には殆ど PSF 法が使われるのが現状である。

しかしこの方法は、解像力の全くの誤評価につながる。第一に、画像雑音によって測定が乱されないように極めて高コントラストの金属ワイヤをテスト被写体に用いるのが問題である。これは臨床の被写体とは全く異なるものであり、後述の線形性が担保されない状況においては臨床条件での MTF とは全く異なる MTF を得ることになる。第二に、画素ピッチによるサンプリング制約を免

れるために、小画素で（すなわち視野を縮小した拡大再構成で）画像再構成することも問題である。なんらかの画像処理が作用するような画像化手法の場合には、処理特性は画素ピッチ依存であるのが通常で、この場合も臨床画像の解像力特性を反映しない MTF を得る。金属ワイヤの PSF 法は、日常点検には使えても IR 法等の画像再構成法や画像化手法の性能評価には使えない。このような点で、非線形的画像の解像力について錯誤している評価報告はさきわめて多数である。

他の MTF 計測法としては、ブロックエッジのボケを計測する Edge Spread Function (ESF) 法<sup>6,7)</sup> や線条構造のボケを計測する Line Spread Function 法がある。データ処理が煩雑であることや測定精度を確保するためにある程度工夫を要するなど、まれにしか用いられていない。しかし拡大再構成を要しない点で臨床と乖離しない。また、適切なデータ処理を行えばという前提つきであるが、低コントラスト高雑音でも妥当な MTF を得るには向いている。これらについては、後でまた紹介する。

### 2.3. 線形・場所非依存と非線形・場所依存

MTF および NPS は画質の物理指標として最も基本的なものである。しかし、これらは「線形・場所非依存の画像においては」と前置きされた上で初めて論じることのできる指標である。CT では主としてスキャナ系に多少の非線形性があるが、解析的再構成法による画像再構成計算は線形であり、従って画像はほぼ線形であった。ところが、近年の新たな手法による画像は疑いなく非線形である。

線形とは原因と結果が比例関係にあるということであるが、画像においては、画質特性が被写体に依存しない、と言い換えられる。図 3 左では画像雑音は被写体構造の画素値に拘わらず均一に分布しており、線形挙動である。図 3 右では雑音は明らかに場所依存である。そしてこの場所依存は非線形に由来する。高画素値の領域での雑音は他の領域と異なり、高画素値領域辺縁部で高雑音など、被写体に依存しているという点で非線形なのである。このように非線形挙動があれば必ず場所

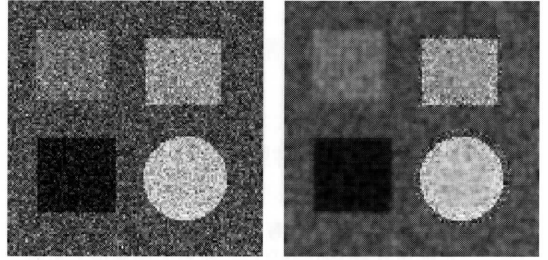


図 3. 左の画像雑音は線形・場所非依存、右は非線形・場所依存。

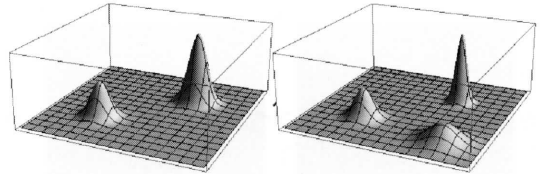


図 4. 左の PSF (あるいは MTF) は線形・場所非依存、右は非線形・場所依存。

依存を伴う。従ってこれ以後単に非線形と記した場合、それは非線形のみならず場所依存をも意味していると了解されたい。

図 4 は、PSF 法で MTF を調べるにあたり、線形画像であればワイヤのコントラスト（あるいは X 線減弱係数）によらず PSF の幅は変わらないが、非線形画像では高コントラストのワイヤと低コントラストのワイヤとは PSF が異なる様子を示す。線形ならば、高コントラスト構造で測定した MTF は低コントラスト構造でも同じであるから、測定しやすい条件で（すなわち高コントラストな金属ワイヤで）測定すれば良い。しかし非線形の場合は、金属ワイヤで得た MTF は臨床画像の MTF を反映しない。

CT 画像はほぼ線形・場所非依存が担保されてきたが、そのような状況で定着してきた画質の物理評価手法は、測定しやすい状況（それは一般に臨床条件から乖離する）を設定して測定するというものであった。これを非線形かもしれない画像にそのまま適用することはできない。線形性の担保されない画像においては、どのような構造の何を知りたいのかについて明確に意志決定しなければならない。解像力を知りたいければ、それはどの



程度のコントラスト構造についてなのか、さらには線状構造についてなのかエッジ部分なのか。そして雑音を知りたいければ高信号部なのか信号の存在しない背景部なのか、それともエッジ部分の雑音なのか。この結果、一般に測定自体が困難になる。それ以上の問題は、ある条件で得た結果は他の条件に普遍することができないということである。しかし非線形とはそのようなものなのであるから、短期的に解決は望みにくい状況である。

### 3. 非線形画像フィルタ

どの CT メーカーも近年は何らかの非線形画像フィルタを導入している (図 5)。各社それぞれの技術詳細は開示されないが、非線形あるいは「アダプティブ」であると称している。アダプティブ (adaptive) とは画像の局所ごとの状況に適応してということで、これはすなわち非線形・場所依存



図 5. 左は全体図。中図と右図は局所拡大で、中図は通常画像、右図は非線形画像フィルタ適用例。雑音の SD は右図で半減している。

と同義である。これら非線形画像フィルタの画質評価は当然ながら盛んに行われ、ほぼ全て肯定的評価結果であった<sup>8-12)</sup>。一部は視覚的試験も行われ、その中には留保的な報告<sup>13)</sup>も有ったが、大多数は画質の物理評価、すなわち画像雑音と解像力評価に基づく報告であった。それらはほぼ全て「非線形画像フィルタによって解像力を維持し、画像雑音を抑制する。すなわち被曝線量を大幅に低減できる。」という結論であった。これにより非線形画像フィルタは大いに普及したのである。

しかしながら、これら画質の物理評価にあたって非線形性は意識されておらず、在来型の測定法が取られている。すなわち MTF は金属ワイヤ等の高コントラスト構造のボケで測定され、画像雑音は MTF 評価とは全く別の場所の平坦部で評価されており、しかもその多くは単に SD で評価されている。真に画像雑音が問題となる軟部組織のコントラストにおいて、解像力が維持され、信号詳細の情報を失わず、雑音のみが抑制されているのか、という評価にはなっていない。

我々の研究例では、ある典型的な非線形画像フィルタについて軟部組織における効用を調べた。MTF は、ESF 法を軟部組織並みの低 CNR 条件に対応できるように改良して測定した<sup>7)</sup>。結論としては、軟部組織については解像力および雑音特性どちらも単純な線形の平滑化画像フィルタと全く同等であった。図 6 のように、臨床画像においても高コントラスト構造のエッジ以外に違いは

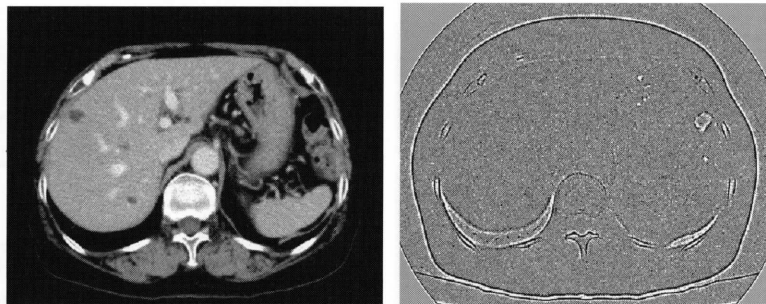


図 6. 非線形画像フィルタの臨床画像での評価。左は原画。右は、非線形画像フィルタによる画像と線形画像フィルタによる画像との差分 (ウィンドウ幅 5)。線形画像フィルタは、平坦部において非線形画像フィルタと全く同様の雑音特性となるように設計した。違いは高コントラストエッジ部のみで、臓器内部には差が無い。

無かった<sup>14)</sup>。NPSは高周波域が低下しているのみであった。これらは、少し高域を抑制した画像再構成関数を用いるだけで同等の画像が得られる、すなわち画像フィルタは無用であることを意味する。他の報告と全く異なる結果となった主要な理由は、非線形を意識して軟部組織並みの低コントラスト構造に評価を絞ったという点にある。結局、このような非線形画像フィルタは「骨のエッジのような高コントラスト構造では雑音は減らさずエッジはぼかさない、低コントラスト構造では平滑化して（ぼかして）凸凹を抑制する」のであって、同じ場所ではぼかさず雑音は減らすというものではない。評価にあたっては、骨に関心があるのか軟部組織に関心があるのか程度の意志決定はしなければならない。すなわち、非線形画像の評価にあたっては、関心対象を特定しなければならない。

我々の研究は、軟部組織診断能においてある種の非線形画像フィルタについてであった。実用されているあらゆる種類の非線形画像フィルタについて、かつ多様なケースにおいて結論が出ているわけでは無い。非線形画像フィルタ一般の意義について関係者間の合意形成には至っていないままである。

一時は大きな潮流になろうとした非線形画像フィルタは、近年ではやや沈静化しているようである。もちろん否定的見解が定着しているわけではないので、IR法関連の技術による画像に関心が集中しているからに他ならないであろう。

#### 4. 逐次近似応用再構成 (IR 応用) と 逐次近似再構成 (IR)

この二つの明確な区別は、後述する「順投影」を行うか否かの一点にある。順投影をせずに、すなわち画像再構成としては解析的再構成法の枠内で、画質改善をしようというのがIR応用法である。逐次近似「応用」により雑音を抑制するということであるが、具体的内容は開示されない。この種のアプローチはG社のASiRと呼ばれる手法<sup>15)</sup>に発して、S社のIRIS<sup>16)</sup>、T社のAIDR<sup>17)</sup>、P社のiDose、H社のIntelliIPと、次々にCTに

実装されている。さらに、本格的なIR法すなわち順投影を行う再構成の実用化が進んでおり、G社のVeo（あるいはMBIR）、S社のSAFIRE、P社のIMRなどがこれであろうと思われる。なお、これら手法について本稿では各企業のマーケティング上の用語をそのまま用いているが、科学技術上の用語が確立しておらず、内容実態も不明なので分類も困難なためである。

もちろん、画質評価も盛んに取り組まれている。多くは在来型のSD、CNR、高コントラスト構造のMTFなどの域を出ない線形性を前提とした測定である<sup>15-17)</sup>。一方、これまでの報告例からすれば、これら手法による画像は総じて非線形の特徴を示している。すなわち高コントラスト構造のエッジは鮮鋭に維持されるが、低コントラスト構造では解像力低下する傾向を示している。それは本章で説明を試みるIR関連の技術内容からしても当然に予想されることである。なお、雑音については、NPSの調査ももちろんあり、多くは高周波域のNPSが低下するのみだが、一部の手法による画像では低周波域でもNPSが低下することも報告されている。

非線形問題についてある程度意識をした報告も有るし<sup>7,18,19)</sup>、視覚評価の取り組みもあるが<sup>20)</sup>、いずれにせよ現状では大多数の報告がこれら手法による画質向上について肯定的である。すなわち、雑音が格段に低減され、従って格段に低被曝化できるとしている。ただ、一部にはそれほどの期待は出来ないという報告も出始めている。評価は依然として進行中であり、混沌の域を脱していない。

一方、CTの古典的な研究では、「解析的再構成法による画像の雑音はフォトンノイズの限界をほぼ達成している。新たな画像再構成法により雑音低減（画質向上）できる余地は小さい」という結論が出ている<sup>21,22)</sup>。これらの研究は十分に信頼できるものである。IR法等により格段に雑音が低減されるというのは、これら古典とは矛盾するようである。以下で逐次近似関連の概要について記すが、この過程でこの矛盾についても考察してみよう。

#### 4.1. 逐次近似応用再構成 (IR 応用)

図7は、通常解析的再構成法による画像再構成のフローである。これ全体が広義の画像再構成処理である。IR 応用法を考えるにあたり、まず重要なのは前処理である。これは何らかの異常のある投影データをより健全な投影データに補正する処理であり、アーチファクトを回避するのが主たる目的である。次に、いったん再構成された画像を修正する後処理である。通例では後処理は必ずしも存在しないが、存在する場合は前処理で取り切れない微妙なアーチファクトを画像処理で緩和するというのが主目的である。解析的再構成法における前処理と後処理の位置づけはこのよう

なものである。一方、各社の IR 応用法の説明では、この前処理と後処理に相当する位置に、雑音低減処理が含まれている。

IR 応用法がいかなる手段で雑音を抑制するのか、何をもって「逐次近似を応用した」というのか、具体的なことは一切公開されておらず、この分野の専門家であっても“mystery”あるいは“magical”としか説明できないものである<sup>23)</sup>。しかしながら、詳細は不明なままでも基本的な部分について推測を交えつつ考察したい。それにより、その真価や限界をある程度理解できるであろうし、その確認方法(画像評価)を検討するにあたっての材料にもなるであろう。

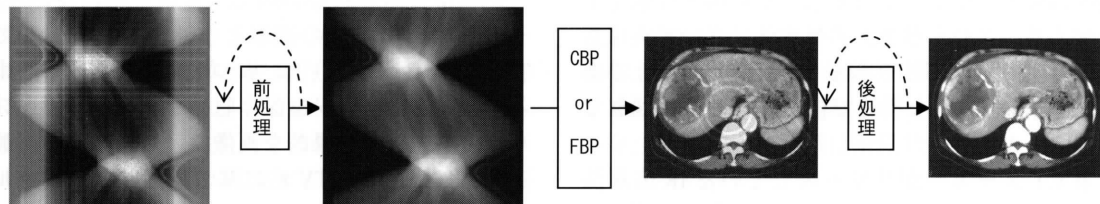


図7. 解析的再構成法 (CBP, FBP) における画像再構成の処理フロー。IR 応用法での再構成もフローは同じで、前処理と後処理の中で雑音低減処理をしている。いくつかの IR 応用法では繰り返し処理(点線)であるとされている。

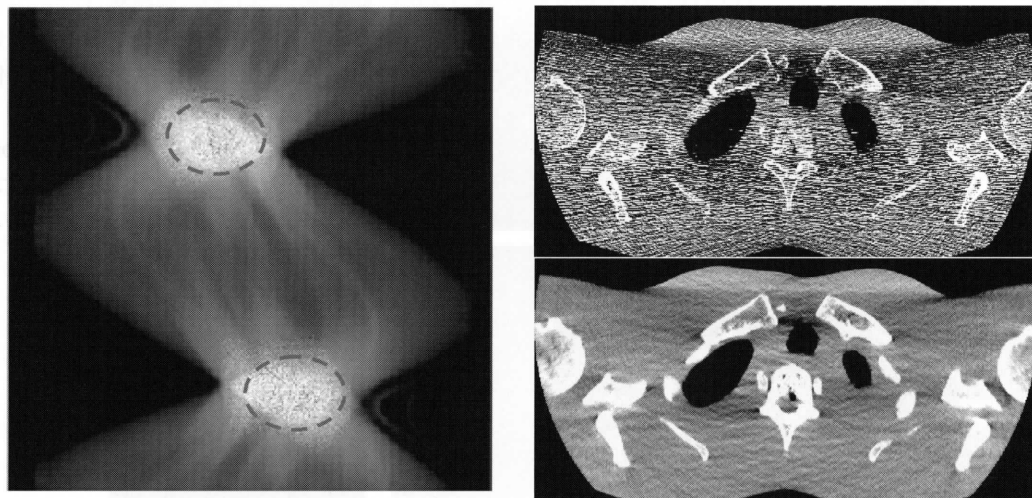


図8. 解析的再構成法で行われている前処理の一例。左は投影データ(サイノグラム)、破線の円内はフォトン数不足で品質不良。右上はそのまま再構成。右下は品質不良の投影データ部分を局所的に平滑化して再構成。

#### 4.1.1. 前処理での雑音低減

前処理での雑音低減の類似例として、フォトン数不足時のアーチファクト回避策として従来から行われている技術がある<sup>24)</sup>。フォトン数が不足して低品質の（即ち高雑音の）投影データ領域（サイノグラムの局所部分）を抽出し、局所的な平滑化をするものである（図8）。

さらにこれを敷衍して、投影データ全域について平滑化を施すことも出来る。投影データの凸凹が減ればもちろん画像においても凸凹は減る。その際に投影データの凸凹の程度あるいは品質の程度（これはX線減弱の程度すなわち投影データの高低と対応している）に応じて平滑化の程度を変える。すなわち雑音で凸凹していて品質の悪い場所は強く、品質がさほど悪くない場所は軽く平滑化する。これが解析的再構成法において実用されているかは不明であるが、公知の技術である<sup>25,26)</sup>。そのような手法で得た画像の例が図9である。

各CTメーカーがリリースしているIR応用法において前処理部分で行っていることは不明であるが、この例のように従来技術の延長線で類似の効果は得られるのである。もっとも、この系譜の技術であるとしても更に工夫を凝らしていることであろう。たとえば本例では凸凹潰しに平滑化フィルタを用いたが、次節で紹介するTV法を投影データに適用することも出来る。この場合は繰り返し処理となる。繰り返し処理で投影データの凸凹を潰す処理は他にも例はある<sup>27,28)</sup>。いずれにせよ、凸凹潰しであって、雑音のみを潰しているわけではない。また、投影データの値に応じて、

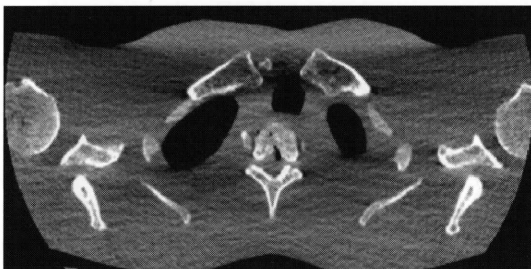


図9. 前処理での凸凹潰しとして投影データ全域に品質に応じた強さの平滑化を施した。

かつ場所毎にアダプティブな処理であるなら、それは非線形・場所依存の処理である。従って画像においても、非線形画像フィルタの場合ほど顕著ではないかも知れないが、ある程度非線形・場所依存の画質特性となるのは避けられない。

#### 4.1.2. 後処理での雑音低減

従来から後処理に画像処理を入れて画質調整をするケースはあった。IR応用法においても、画像処理で雑音潰しをやることは自然である。しかし、単なる線形フィルタでは高コントラスト構造すらボケは免れないので、非線形処理となる。それは前章で示したような非線形画像フィルタかも知れないが、各社の公表している処理フローによれば繰り返し処理に基づく画像処理である。

内容は公開されないので全くの推測になるが、その種の画像処理の基本となり得る技術としてTotal Variation (TV) に基づくTV法を紹介する<sup>29)</sup>。これはエッジを保存しつつ凸凹を均すという点で、極めて効果的な画像フィルタである。最近ではCT画像用にTV法に基づく画像処理ツールも市販されている。

まずVariationとは、ある画素と隣接各画素との画素値の差の絶対値の和である（図10）。すなわちVariationは当該画素が周囲に対して突出している程度を現す。ここで、突出程度は差の絶対値の「一乗」の和として評価されており、自乗和ではないことに留意されたい。これがエッジ保存の特徴につながるのである。

そしてTVとは、式(1)のようにVariationを全画素について総和したものである。TVが大きいは画像が細かな凹凸を多く含むということ

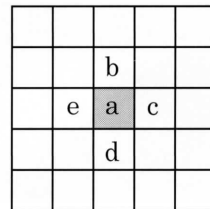


図10. 画素aのVariationは、 $|a-b| + |a-c| + |a-d| + |a-e|$ 。右上左上などの斜め方向画素を入れても良い。

ある。

$$TV = \sum_{i=1}^{\text{全画素}} \text{Variation}_i \quad (1)$$

原画に対して TV 法で処理をした結果の画像  $\mathbf{x}'$  は、式 (2)(3) で定められる。ここで  $\mathbf{x}$  は仮の (処理途中の) 画像である。  $\arg \min C(\mathbf{x})$  とは、コスト関数  $C(\mathbf{x})$  を最小にするような  $\mathbf{x}$  という意味である。すなわち種々の  $\mathbf{x}$  の中で、 $C$  が最小である  $\mathbf{x}$  が TV 法の仕上がり画像  $\mathbf{x}'$  である。

$$\mathbf{x}' = \arg \min C(\mathbf{x}) \quad (2)$$

$$C(\mathbf{x}) = \text{Mismatch}(\text{原画}, \mathbf{x}) + \beta \cdot TV(\mathbf{x}) \quad (3)$$

コスト関数の Mismatch 項は原画と仮画像の相違である。両画像の相違の程度の評価法はいろいろ考えられるが、通例は画素値の差の自乗和である。式 (2)(3) を満たす  $\mathbf{x}'$  は一度には求められず、仮画像  $\mathbf{x}$  を何度も作り  $C$  の評価をしていくので、TV 法は繰り返し処理 (この意味で逐次近似的) である。  $\beta$  は任意に選択する値である。  $\beta$  が小さければ、最終結果の画像  $\mathbf{x}'$  は原画と大差ないが TV はある程度小さいものとなる。  $\beta$  が大きければ、TV は小さい (すなわち隣接画素間の細かな

凹凸が無い) が、原画とは相当に異なる結果となる。

図 11 が、通常の線形な画像フィルタによる平滑化の結果と、TV 法による処理結果とを対比したものである。細かな凹凸は潰しつつ、大きな高コントラスト構造のエッジは良く保存するという TV 法の特徴は顕著である。しかし、小さな構造は雑音による凸凹とともに潰される場合もあることを示している。細かな雑音やストリークアーチファクトは緩和されても、真の微小構造もまた消えるかも知れないのである。線形な平滑化処理では、細かな信号は薄く広げられるのであって、消失するのではない。このように TV 法は大きな構造と小さな構造とでは振る舞いが全く異なり、顕著に非線形である。もう一つの特徴として、TV 法の画像は特異なテクスチャを示している。すなわち、piecewise flat (局所的に平坦)、patchy (貼り絵状) など呼ばれているが、小領域内は平坦となり、ゆるやかな階調は階段状となるような癖がある。

各社の IR 応用法の画像はおしなべてテクスチャが patchy であり、また、末梢構造が薄れる

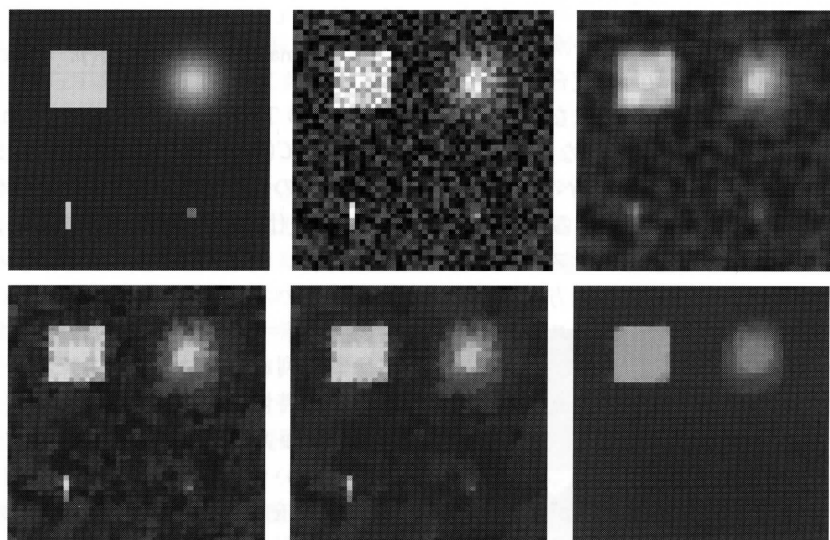


図 11. TV 法による画像フィルタと線形な平滑化フィルタ。上段左は雑音無しの真値画像。上段中は真値に対し雑音が重畳した原画。上段右は線形フィルタの結果。下段は TV 法の結果で、左は小さい  $\beta$ 、中は中程度の  $\beta$ 、右は大きな  $\beta$ 。

傾向があるともしばしば言われている。このようなことから、少なくともある種の IR 応用法では TV 法の系譜に属するような処理をしているのではないかと思われるのである。いずれにせよ非線形・場所依存の凸凹潰し処理であろう。

種々公表されている IR 応用法において、前処理と後処理とどちらに重点が置かれているかは不明である。しかし、ある報告例では画素寸法依存の画質特性が顕著である<sup>19)</sup>。このようなものは、後処理すなわち非線形な画像処理が主たる役割を果たしているであろう。

なお、TV 法に類する処理の場合、隣接画素間の細かな凹凸を潰すのであるから、容易に推量できるように SD は格段に低減できても NPS で見れば主として高周波域が低下するのみである。軟部組織のようにある広がりを持つ低コントラスト構造の視認性がどの程度向上するかについては、SD から期待されるほどのものではありえない。その点は、通常の平滑化フィルタ、あるいは 3 章で述べた非線形画像フィルタと同様のはずである。この解決に向けても各社は何らかの工夫を進めていることであろう。低周波域の雑音まで低下させるためにまず考えられるのは、アキシャル面内のみならず体軸方向についても何らかのフィルタリングを導入することではあるまいか。この場合、見かけではなく真の画質改善の度合いを定量的に知ろうとすると大変難しいことになる。すなわち、体軸方向についてもボケ（すなわち Slice Sensitivity Profile, SSP）や NPS を調べる必要が生じそうである。そして SSP を調べるなら、容易ではないが低コントラスト構造のテスト被写体で調べる必要もありそうである。体軸方向のフィルタリングを非線形にして高コントラスト構造の SSP は維持し、低コントラスト構造の SSP は広げる、そのような設計方針は大いに考えられるからである。

## 4.2. 逐次近似再構成 (IR)

IR 法を用いれば自動的に画像雑音が減るといような誤解もあるが、それは事実では無い。また、雑音低減効果が顕著になる場合とならない場合と、状況にもよるであろう。それらの考察には、

やはり IR 法の内容を検討するしか無い。IR 法の論文は多数公開されている。しかしながら、それら論文の多くは IR 法の収束安定性や計算速度について、あるいは解析的再構成法が全く通用しない特異な状況で正常な画像を得ようとする手法について、などの研究報告である。我々の関心はそのようなことではなく、どのような CT 画像が得られそうなのかという一点である。その点に集中して、IR 法の基本的な 3 段階について概観してみたい。種々ある IR 法は、概ねこの 3 段階のどこかに入れられるはずである。

### 4.2.1. Algebraic Reconstruction Technique

代数的逐次近似再構成と呼ばれ、ART と略称される<sup>30)</sup>。これを高速化した Simultaneous Iterative Reconstruction (SIRT) もよく知られているが、我々は計算法の詳細には関心が無いし、画質的にはどちらも同じである。ART は最初の CT である EMI スキャナでハウンスフィールド (Hounsfield) らが用いた方法で、IR 法の入り口として読者の多くが学んだはずのものである。

ART で得られる画像  $\mathbf{x}'$  は次式のように表現される。

$$\mathbf{x}' = \arg \min C(\mathbf{x}) \quad (4)$$

$$C(\mathbf{x}) = \text{Mismatch}(\mathbf{p}, \mathbf{A}\mathbf{x}) \quad (5)$$

$$\text{Mismatch}(\mathbf{p}, \mathbf{A}\mathbf{x}) = \sum_i (p_i - (\mathbf{A}\mathbf{x})_i)^2 \quad (6)$$

4.1.2. 節の TV 法と同様に、 $\arg \min C(\mathbf{x})$  とはコスト関数  $C(\mathbf{x})$  を最小にするような  $\mathbf{x}$  という意味で、種々の仮画像  $\mathbf{x}$  の中で  $C$  が最小であるものが ART の仕上がり画像  $\mathbf{x}'$  である。 $\mathbf{p}$  は投影データであり、レイ数  $M \times$  ビュー数  $N$  のデータ点数から成るベクトルである。 $p_i$  はそのデータ要素であり、 $i = 1 \sim MN$  はその番号である。 $\mathbf{A}$  はシステム行列あるいはシステムモデルと呼ばれ、スキャナの特性を現すものである。要するに  $\mathbf{A}$  は、被写体が与えられればどのような投影データができるかという記述をした式である。 $\mathbf{A}\mathbf{x}$  とは、仮の画像  $\mathbf{x}$  をその装置でスキャンしたら得られるはずの投影データである。したがって  $\mathbf{A}\mathbf{x}$  は、 $\mathbf{x}$  を「順投影 (forward projection)」して得る。式 (5) において、コスト関数  $C$  は実際の投影データ  $\mathbf{p}$



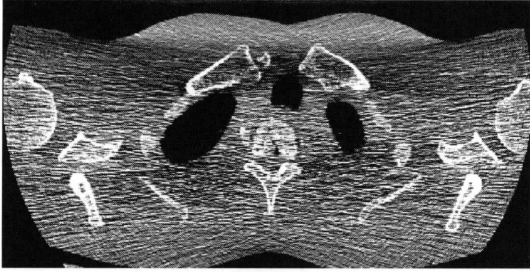


図 12. ART で得られた画像。

と順投影結果  $Ax$  のミスマッチの程度であるとしている。ミスマッチ最小とするのであるから、できる画像  $x'$  は投影データ  $p$  の指示する通りの画像である。式(6)において、 $p$  と  $Ax$  のミスマッチの程度は差の自乗和で表現している。最小自乗回帰で  $p$  と良く合う  $x$  を求めたとしたらそれが ART の結果  $x'$  だ、とイメージしてもそう間違いではないであろう。

仮画像  $x$  を順投影して  $Ax$  を求め、 $p$  と対比し、修正量を算出し（この算出法は多様である）、修正量を逆投影で  $x$  に加算して、 $x$  を更新する。逆投影は従来の解析的再構成法において最も計算量の大きな部分であり、順投影は一般に逆投影よりも計算量が大きくなりがちである。それらの繰り返しであるから、画像再構成時間は長大化する。これは ART に限らずあらゆる IR 法に共通する難点である。

ART で得た画像の例は図 12 である。図 8 右上の解析的再構成法の画像と大差はない。微妙な違いはあるが、解像力等の詳細を両者同じにコントロールできないがゆえの違いだと我々は考えている。仮にもし ART により解析的再構成法よりも優れた画像が得られるのだとしても、解析的再構成法の枠内で得られる図 8 右下や図 9 の画像には及ぶべくもない。そもそも投影データの指示するままの画像を作るのであるから、本質的に解析的再構成法の画像と違う所以は無い。そもそも、ART の流れは CT の初期に FBP や CBP などの解析的再構成法によって淘汰されたものである。画質にアドバンテージがあれば淘汰されるはずもない。

#### 4.2.2. Weighted Least Square

WLS 法と略称される。核医学診断装置などで Maximum Likelihood (ML 法), Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM 法), Ordered Subsets Expectation Maximization (OSEM 法) 等の逐次近似再構成技術がよく知られているが、それらはこの WLS 法の系譜に連なるものである。

WLS 法において ART 法と異なるのは式 (6) のミスマッチ程度の評価方法であり、式 (7) が用いられる。

$$\text{Mismatch}(p, Ax) = \sum_i w_i (p_i - (Ax)_i)^2 \quad (7)$$

$w_i$  は重み係数であり、個々の投影データ  $p_i$  の信頼度で定められる。すなわち、高雑音で信頼度の低い  $p_i$  に対しては低い  $w_i$  とする。 $p$  と  $Ax$  とのミスマッチ評価にあたり、信頼できない  $p_i$  よりも信頼できる  $p_i$  を重用するのである。多数の情報を経合して最善の推定をするという場合に、各情報の信号雑音比に比例した重みで加算することは通例であり、各  $p_i$  に対して  $w_i$  で重み付けすることは自然である。信頼度はその  $p_i$  がどの程度のフォトン数で得られたものか等により推測することができる。あるいは、投影データ  $p$  内の雑音分布を何らかの手段で推定しても良い。ここに各 CT メーカーの言う「雑音統計モデル, Statistical Model」が関与するのであろうが、詳細は不明である。

図 13 が WLS 法で得られる画像の例である。図 8 の解析的再構成法の画像より確かに優れている。この違いは、重み係数  $w_i$  に由来するものである。

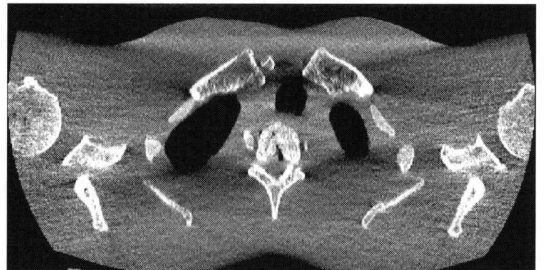


図 13. WLS 法で得られた画像の例。

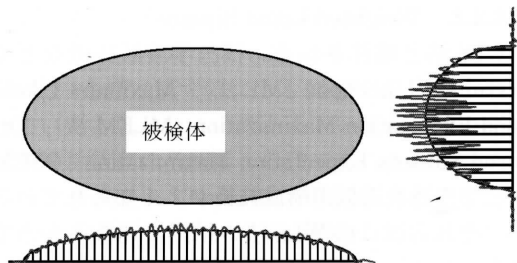


図 14. 扁平な被検体では長手方向の投影データの一部が検出線量不足で高雑音。

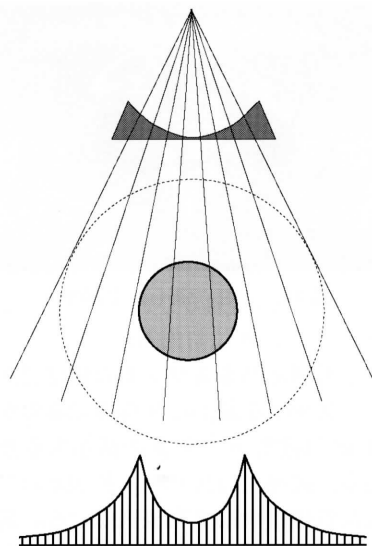


図 15. 視野（点線）よりはるかに小さな被写体では、ウェッジ設計次第で検出線量分布は不均等。

ある。解析的再構成法においては、この重み係数を直接的に取り入れることは出来ない。すなわち原理の枠組み上、投影データ個々に対して異なる重み付けをして用いることはできないのである。また、いったん画像にした後の処理では、この重み係수에相当することは行えない。画像再構成の過程でこれが出るのは、IR法の長所である。

WLS法による雑音改善は本質的なものであり、単なる凸凹潰しではなく真正の雑音低減である。一見すると、これは先達の研究報告による「解析的再構成法による画像の雑音はフォトンノイズの限界をほぼ達成している」という結論<sup>21,22)</sup>と矛盾しているようでもある。これについては、先達の研究においては、投影データは全レイ全ビューとも同程度のフォトン数で形成されたという前提があったのである。この場合  $w_i$  は全て1であり、WLS法はART法と同じとなり、ART法で得られる画像は解析的再構成法と大差ないことは既に見たとおりである。

WLS法による本質的画質改善は、投影データ内でデータ品質に大きなムラがある場合に得られる。これまでの画像例で見てきたような、X線減弱程度が方向毎に大きく異なるような場合がまず挙げられる(図14)。また、視野より遥かに小さな被写体の場合も、著しく不均一な線量分布となるであろう。ウェッジ(ボウタイ)フィルタの設計は、視野一杯に近いような被写体の時に検出器に届く線量分布が概ねフラットになるようにするのが典型だからである(図15)。

このように、WLS法の重み付けがどの程度の

効果を挙げるかは、評価に用いた被検体次第である。画質評価にあたっては、非線形の問題の他に、被検体全体の寸法形状まで考慮しなければならない。さらには、図15のような場合には重み付けの効果は被検体中央付近では現れず辺縁付近で効果顕著となるであろう、すなわち評価する場所でも評価結果は変わるはずである。それらの考慮を抜きにしてWLS法の真価と限界を定量的に論じることができない、という事態になっていると考えられるのである。この点を踏まえたIR法の評価報告例はまだ無いようであるが、複雑な状況をさらに複雑にするので当然であろう。しかし、特異な形状寸法の被検体の場合のデータの解釈にあたっては、必要な考慮点だと思われる。

なお、解析的再構成法でも重み係数の使用に近いことは出来る。図9の画像は解析的再構成法において前処理で局所毎の品質程度に応じて投影データを平滑化したものであったが、図13と比べて大きな遜色は無い。低品質の投影データを強く平滑化するという事は、そのデータの発言権を押さえるということである。平滑化は多少のボケを伴い、WLS法の重み付けではそのようなこ



とはない。しかしながら雑音だけ見れば、解析的再構成法の枠内で改善努力をしたものと比べると、WLS 法によるさらなる低減はさほど顕著ではないように思われる。このようなことから、各 CT メーカーの IR 法の開発方向として WLS 法にとどまることは考えにくい。もちろん、品質に応じて投影データに重み付けをするという WLS 法の基本原理は本質的に優れており、その点は踏襲するはずである。

### 4.2.3. Penalized Weighted Least Square

PWLS と略称される。核医学診断装置などで実用されている Maximum *a posteriori* 法 (MAP 法) はこの一種である。おそらくは G 社の Veo (MBIR)、S 社の SAFIRE、P 社の IMR などこの PWLS 法の系譜に連なるのであろう。

PWLS は、WLS 法のコスト関数のミスマッチ項を次のようにしたものである。

$$\text{Mismatch}(\mathbf{p}, \mathbf{Ax}) = \sum_i w_i (p_i - (\mathbf{Ax})_i)^2 + \beta \cdot \text{Regularizer} \quad (8)$$

WLS 法との違いは、Regularizer 項が導入されている点だけである。PWLS は、投影データの信頼度による重み付けという WLS 法を踏襲している点では真の画質向上を果たしているが、重要なのは Regularizer 項である。Regularizer 項は画像に人為的な注文をつけるものである。penalty 項あるいは prior (先験情報) 項とも呼ばれる。したがって PWLS 法で得られる画像  $\mathbf{x}'$  は、投影データ  $\mathbf{p}$  が指示するとおりの画像ではなく、 $\mathbf{p}$  をある程度反映するが、Regularizer による人為注文にもある程度従った画像である。バランスをどちらにシフトするかは、係数  $\beta$  の選択で定められる。 $\beta = 0$  なら WLS 法の画像となり、 $\beta$  が大きければ  $\mathbf{p}$  が示す画像とはほど遠いものとなる。

IR 法にとって、Regularizer 項は極めて強力な武器になっている。たとえばビュー数が極端に少ないとか、あるいは投影角範囲が 180 度にはるかに満たないなど、解析的再構成法では全く無理な状況でも、Regularizer 項で縛りをつけることで何らかの妥当な画像を得ることが出来る<sup>31)</sup>。しか

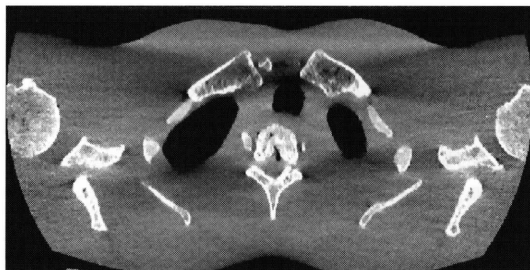


図 16. PWLS 法で得られた画像の例。

し、近年 CT で実用化されようとしている IR 法は、Regularizer を雑音潰し (正しくは凸凹潰し) に使っている。

図 16 はそのような PWLS 法の一つで得られた画像であるが、図 13 の WLS 法に比べ、さらに細かな凹凸が減っている。これが Regularizer の効果である。

Regularizer 項は、どのような性状の画像を望むか次第で設計方針は大幅に変わるし、そもそも恣意的なものである。従って極めて多様なものが考えられる。しかし、凸凹潰しのために最も良く知られている典型は、4.1.2 で紹介した Total Variation の値を Regularizer 項として用いることである。TV が大きな (細かな凹凸の多い) 画像の場合はコスト関数が大きくなるようにすることで、「細かな凹凸の無い画像にしたい」と要求するのである。TV 法による画像処理では、TV を小さくしつつ原画に対する忠実度もある程度維持する。PWLS 法による画像再構成では、原画ではなく投影データ  $\mathbf{p}$  に対してある程度の忠実度を維持する。それだけの違いであり、TV が小さくなるように画像を修正する点は全く同じである。したがって、PWLS 法でできる画像  $\mathbf{x}'$  の画質挙動は TV 法による画像処理の場合と大差ない。すなわち高コントラスト構造のエッジは保存され、細かい凸凹は潰される。テキストチャは patchy であり、細かい微弱な構造が消失する可能性もある。TV は便利な Regularizer として多方面で利用されているが、情報が不十分な投影データから真の画像を得る手段ではあり得ないのである<sup>31)</sup>。TV に限らず Regularizer 全般がそういうものである。

隣接画素間の凹凸を評価する指標として TV の他にも種々ある。たとえば Huber Potential と言われるものは、大きな画素値差の場合は差の絶対値(すなわち Variation)を用いて TV 法同様のエッジ保存特性を確保し、小さな画素値差の場合は差の自乗を指標とすることで自然なテクスチャに近づけるものである。ただし、細かな凹凸は充分には消えない<sup>32)</sup>。このようなやり方は、ある程度大きなコントラストのエッジは保存し、小さなコントラストのエッジは保存されにくい(ぼける)という結果を生む。このような設計をしているのかは不明だが、ある IR 法の例において解像力特性はコントラストに強く依存することは実際に報告されている<sup>23,33)</sup>。というよりも、このような報告例を引き合いに出さなくても、IR 応用も IR 法も全般に解像力特性はコントラスト(および雑音)に強く依存する、このことはもはや関係者の常識である。

なお、これは PWLS 法に限らず全ての IR 法について言えることであるが、4.2.1 節で紹介したシステム行列  $A$  でスキャナ系の癖(理想から外れるシステム特性)を正しく表現すれば、その癖に由来する画質問題を原理的には解消できる。CT 各メーカーの言う「model based」は、スキャナ系の癖を  $A$  で表現することに対応している。容易に行えることかは別として、線質硬化や散乱線あるいは非線形部分体積効果などのアーチファクトも緩和し得るであろう。システムの悪癖を矯正する仕組みを原理的に盛り込めるということは、IR 法の本来の価値の一つである。

しかし CT メーカーの動きとしては、焦点の大きさと検出素子開口によるボケ特性をシステム行列  $A$  に織り込むことでほけない画像  $x'$  を得る、すなわち解像力特性の向上を志向しているように見える。これも有益なことである。むしろ、これにより代償として雑音振幅の増大は免れないであろう。投影データの情報量は有限なのであるから、IR 法と言えども雑音と解像力特性とのトレードオフ関係が無くなるわけではない。ただし、鮮鋭な画像にして増大した雑音による細かい凹凸を、Regularizer で潰すことはできる。

結局、PWLS 法の画質は、Regularizer が最大の決定因子である。従って、TV 法で紹介したいくつかの難点を緩和出来るような適切な Regularizer の開発に各 CT メーカーは注力しているはずである。しかし、内容が開示されることは無いであろう。

我々としては、PWLS 法においてもやはり雑音潰しと凹凸潰しは似て非なるものである、ということに留意する必要がある。また、細かい凸凹潰しである限りは、原理的には NPS の高周波域は低下するものの、最も重要な NPS の低周波域は低下しにくいであろう。さらに、TV 法および Huber Potential の例からうかがわれるように、当然ながら画質特性は顕著に非線形・場所依存であろう。たとえば、PWLS 法に属すると思われるある IR 法のエッジのボケは強くコントラスト依存であるのみならず、雑音レベルにもまた依存するということが既に良く知られている<sup>33)</sup>。報告例からすれば、3 章で紹介した非線形画像フィルタの場合よりはかなり低コントラストまでエッジ部はシャープに維持されるようである<sup>23)</sup>。一方、PWLS 法のエッジ部の雑音は解析的再構成法の画像よりは遥かに高雑音であることも知られているのである<sup>32)</sup>。

PWLS 法では、Regularizer 項による凸凹潰しの他に、WLS 法同様に投影データ品質に基づく重み付けによる真正の雑音低減ができる。この効果は WLS 法の説明で述べたように被検体の寸法形状および評価場所によるであろうことを、データの解釈にあたり留意しなければならない。たとえば、Alternative Forced Choice (AFC) による視知覚試験により、PWLS 法の系譜と思われるある IR 法は解析的再構成法はもとより IR 応用法よりも好成績であった、という報告がある<sup>20)</sup>。もちろんこれは IR 法の優位性を示すものではあるが、テスト被検体の特異な寸法形状と評価場所にも由来しているのではないかと思われ(この著者達はその点に言及していない)、常にそのような成績が出るかと考えるのは速断に過ぎるかも知れないのである。

## 5. 画質評価状況

近年の CT 画像の画質評価は IR 応用法および IR 法に集中しているため、非線形画像フィルタの画質評価についてはここでは省略する。しかし、非線形性による問題はどちらにも共通していることに留意有りた。

これまで報告例は一部しか紹介していないが、その他の多数の報告例もおしなべて IR 応用法および IR 法はきわめて高い評価である。特に物理評価では被曝線量を格段に低減できるという結果ばかりとなっている。もっともその多くは、非線形について注意を払っていなかったり、雑音を SD で評価しているなどで信頼は出来ない。

ごく最近では、非線形の問題について一部では意識され始めている。非線形の問題を回避するには、3 章末尾付近で述べたように関心対象構造を定めて、その構造の描出能を評価することになる。これを task-based という。task-based の評価とすることにより、SD という誤った雑音指標にも惑わされにくい。また、Computer Aided Detection (CAD) による検出能試験を行ったものもある。関心対象構造を決めてのことであるから、これも task-based である。これらの評価においては、全般に IR 応用法および IR 法はさほど優れた成績にならない傾向がある。特に、3 次元的構造を見た場合には描出に必要な線量は解析的再構成法と大差ない、という結果も報告されている<sup>34,35)</sup>。他に、ある種の IR 応用法では解析的再構成法に対する優位性は全く無く、ある種の IR 法では優位という報告もある<sup>20)</sup>。なお、視知覚的試験のみでなく task-based の物理評価もあるが、この場合低コントラスト構造での解像力特性評価などに取り組みねばならない<sup>33)</sup>。

IR 法関連の画質評価に関して、筆者が 2012 年 11 月の北米放射線学会 (Radiological Society of North America) で見聞してきた学会発表例について、少し報告しておきたい。論文にまとまっていないが、海外での CT ユーザによる画質評価の最新状況である。SD で雑音評価したり金属ワイヤの PSF 法で MTF 測定したり、という旧来のや

りかたでの発表も多数あったが、興味が感じられたものとして、次のようなものがある。AFC などの視知覚試験による task-based 評価が 7 件、Likert-scale のような良い悪いの主観評価による視知覚試験が 7 件、マッチドフィルタ SNR (Matched Filter SNR, MFSNR) による物理評価が 5 件、Hotelling observer 系 (HO および CHO) による物理評価が 3 件、病変部体積の数値の精度評価が 3 件、等であった。ほぼ全てにおいて IR 応用法および IR 法の評価結果は優れており、解析的再構成法に対するアドバンテージを否定したものは皆無であった。ここで、主観評価は「凹凸イコール雑音」という錯誤した価値判断に左右されかねないので、参考にならないかもしれない。MFSNR や HO は、ある信号構造を想定したとき (つまり task-based) の、バイアスの入り得ない理想的観察者による信号構造検出能に関する画質指標である<sup>36-41)</sup>。そして統計理論に裏打ちされており、いわば究極の画質の物理指標である。AFC などの視知覚試験も信頼できる。それらが IR 応用法および IR 法を優秀と示しているのは注目される。しかし、十全な評価とも言い切れないのである。MFSNR や HO は雑音統計や解像力特性に基づいて算出するものである。軟部組織診断においての MFSNR や HO を正しく求めるには、低周波域の雑音や低コントラストでの解像力特性を正確に知らねばならないが、この点で成功しているかは発表内容からは判然としなかったし、一部の発表は明らかに誤っていた。もう一点気になるのは、AFC による視知覚試験も含めて全てアキシャル面内にとどまる画像の評価であった。すなわち、テスト被写体は体軸方向に金太郎飴の構造であるか、もしくは体軸方向について言及の無いものばかりであった。4.1.2 節末尾に述べたように、体軸方向について何らかのフィルタリングを画像あるいは投影データに施せば、解析的再構成法の枠内でも低周波域の雑音潰しができ得る。よって IR 応用法および IR 法の真価を知るには、体軸方向の画質特性も確認したいのではないか。非線形問題の意識等は本邦より若干進んでいるようにも思われたが、体軸方向について意識されていない

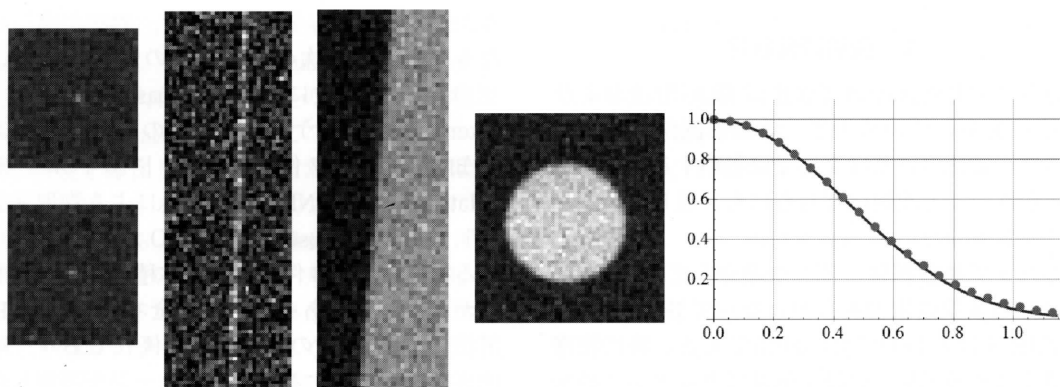


図 17. 低 CNR での MTF 計測法。左から PSF 法, LSF 法, ESF 法および円形被写体の ESF 法の局所画像例。雑音に汚された点/線/エッジがこの程度不鮮明でも, 右端の程度の精度 (実線は真値, ●が計測値) で MTF を得ることは可能。

のは意外であった。

いずれにせよ, まだ混沌状態である。結局現在では, 視知覚的試験のようなある程度信頼できる報告であっても特定のケースで特定の物についてはということになっており, いわばエピソード報告の域を大きく出ないものである。そして労力を要する試験となっている。非線形問題がある以上, ある程度はこうなるのもやむを得ない。

この状況の解決にはならないが, 多少とも混乱緩和の一助になるかも知れないので, 筆者の研究室の院生と卒研生が取り組んでいることを一部紹介する。それは, 極力非線形性が現れない状況で物理データを得ることである。十分に低コントラスト高雑音の状況であれば, regularizer や非線形画像フィルタの動作は平坦部と信号構造部分とで大差ないようになる。線形の状況に落とし込めば通常の線形な画質評価指標が使えるので, 多少とも状況は簡明になる。解像力特性 (MTF) については, 低 CNR (低コントラスト高雑音) 条件で正確に MTF 計測できる手法を開発した。PSF 法, ESF 法, LSF 法のどれも, 点や線を明確に視認できない程度の低 CNR ではほぼ正確な MTF を得ることが出来る (図 17)。IR 法に直接適用するにはまだ低 CNR 対応が足りないかも知れないが, 多少の画像加算で対処できる。三種の方法を行っているのは, 多少とも非線形動作が現れて

MTF がテスト被写体の構造で変わる可能性があることと, regularizer の特性確認のためである。さらには, 画像再構成とは無関係に, スキャナ系の非線形性のために元来それぞれの MTF は多少異なるということもある。雑音については, 特に重要な低周波数域の NPS を正確に測定出来るような方法を開発した。これらについては院生が論文執筆中である。さらに, 体軸方向についても同時に調べねばならないであろうから, 十分な低 CNR で SSP 分布を計測することも検討方向である。これらにより三元的な低コントラストの解像力特性を得て, さらに三次元的な NPS を正確に得れば, アクシシャル面内の MFSNR および三次元的な MFSNR が得られ, IR 応用法および IR 法の真の実力を定量的に知ることが出来るかもしれない。

## 6. おわりに

非線形画像の評価は本質的に難しく, 現況の混乱はある程度避けられないものである。しかし, その相当部分は, 装置性能の日常点検用の画質測定を新技術の性能評価に使ってしまうケースが多いということに起因している。種々記したが, 金属ワイヤの PSF 法による MTF 測定や標準偏差による雑音評価は大きな錯誤を招く。少なくともこの一点については, あらゆる CT ユーザーに知っ

ていただきたい。

なお、筆者は IR 法の専門家ではないにも拘わらず、あえて本稿を執筆した。それは、現在の状況について専門家は距離を置いているようであり、また専門家の解説は難解となるので、非専門家のために非専門家の立場で概説する必要を感じたためである。多少の間違ひについてはご寛恕いただきたい。

本稿は、平成 24 年の秋田 CT テクノロジーフォーラムおよび瀬戸内 CT セミナーで講演した内容を基に加筆整理したものである。また、本稿の一部は、科研費 24601003 により助成を受けた結果を基にしている。

## 文 献

- 1) 森一生, 他: CT と MR—その原理と装置技術—, コロナ社, 東京, 2010, 64-67
- 2) Kijewski, M., Judy, P.: The noise power spectrum of CT images, *Phys. Med. Biol.*, **32**, 565-575, 1987
- 3) Riederer, S., Pelc, N., Chesler, D.: The Noise Power Spectrum in Computed X-ray Tomography, *Phys. Med. Biol.*, **23**(3), 446-454, 1978
- 4) 市川勝弘, 他: 標準 X 線 CT 画像計測, オーム社, 東京, 96-116, 2009
- 5) 後藤光範, 佐藤和宏, 水口早苗, 他: CT 画像の雑音測定における低周波数領域での精度向上, 東北大学医学部保健学科紀要, **20**(1), 55-61, 2011
- 6) Mori, I., Machida, Y.: Deriving the modulation transfer function of CT from extremely noisy edge profiles, *Radiological Physics and Technology*, **2**(1), 22-32, 2009
- 7) Richard, S., Daniela, H., Girijesh, Y., et al.: Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms, *Med. Phys.*, **39**(7), 4115-4122, 2012
- 8) 塚越伸介: 量子ノイズ低減化フィルタ (量子フィルタ) による低被ばく時の画質向上, 日本放射線技術学会 放射線撮影分科会誌, **43**, 42-43, 2004
- 9) 佐々木忠司, 羽成孝夫, 佐々木真理, 他: CT 灌流画像における量子ノイズ除去フィルタを用いた被曝線量低減の検討, 日放技学誌, **60**(12), 1688-1693, 2004
- 10) Okumura, M., Ota, T., Tsukagoshi, S., et al.: New method of evaluating edge-preserving adaptive filters for computed tomography (CT): digital phantom method, *Jpn. J. Radiol. Technol.*, **62**(7), 971-978, 2006
- 11) Wessling, J., Esseling, R., Raupach, R., et al.: The effect of dose reduction and feasibility of edge-preserving noise reduction on the detection of liver lesions using MSCT, *Eur. Radiol.*, **17**(7), 1885-1891, 2007
- 12) Kalra, M., Maher, M., Sahani, D., et al.: Low-dose CT of the abdomen: evaluation of image improvement with use of noise reduction filters—pilot study, *Radiology*, **228**(1), 251-256, 2003
- 13) Kalra, M., Wittram, C., Maher, M., et al.: Can noise reduction filters improve low-radiation-dose chest CT images? Pilot study, *Radiology*, **228**(1), 257-264, 2003
- 14) 森一生, 内田美帆, 佐藤亜美, 他: 低コントラスト CT 画像におけるアダプティブフィルタの評価—線形フィルタとの対比, 日本放射線技術学会雑誌, **65**(1), 15-24, 2009
- 15) Silva, A., Lawder, H., Hara, A., et al.: Innovations in CT dose reduction strategy: Application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm, *Am. J. Roentgenol.*, **194**, 191-199, 2010
- 16) Schindera, S., Diedrichsen, L., Müller, H., et al.: Iterative Reconstruction Algorithm for Abdominal Multi-detector CT at Different Tube Voltages: Assessment of Diagnostic Accuracy, Image Quality, and Radiation Dose in a Phantom Study, *Radiology*, **260**(2), 454-462, 2011
- 17) Gervaise, A., Osemont, B., Lecocq, S., et al.: CT image quality improvement using Adaptive Iterative Dose Reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT, *Eur. Radiol.*, **22**(2), 295-301, 2012
- 18) Jin, H., Kim, J.: Noise Level and Contrast Dependent Behavior of MTF in Iterative Reconstruction CT Imaging, *Med. Phys.*, **39**(6), 3636-3637, 2012
- 19) 幸村吉博, 磯谷圭介, 宇戸朋之, 他: 逐次近似法を応用した画像再構成法による画像の特徴, 日本放射線技術学会雑誌, **68**(11), 1508-1518, 2012
- 20) Miéville, F., Gudinchet, F., Brunelle, F., et al.: Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: Physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments—A phantom approach, *Physica Medica*, 2012, doi: 10.1016/j.ejmp.2011.12.004 [Epub ahead of print]
- 21) Chesler, D., Riederer, S., Pelc, N.: Noise Due to Photon Counting Statistics in Computed X-Ray Tomography, *J. Comput. Assist. Tomogr.*, **1**(1), 64-74, 1977

- 22) Kak, A., Slaney, M. : Principles of Computed Tomographic Imaging, SIAM press, Philadelphia, 2001, 199-201
- 23) Fessler, J. : Iterative image reconstruction for CT, <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/59-17244-92247-397.pdf>
- 24) Mori, I., Machida, Y., Osanai, M., Inuma, K. : Photon starvation artifacts of X-ray CT; their true cause and a solution, Radiological Physics and Technology (in press)
- 25) Yang, Z., Zamyatin, A., Akino, N. : Effective Data-Domain Noise and Streak Reduction for X-Ray CT, Fully 3D 2011 Proceedings, 290-293, 2011
- 26) Manduca, A., Yu, L., et al. : Projection space denoising with bilateral filtering and CT noise modeling for dose reduction in CT, Med. Phys., **36**(11), 4911-4919, 2009
- 27) Rivière, P. : Penalized-likelihood sinogram smoothing for low-dose CT, Med. Phys., **32**(6), 1676-1683, 2005
- 28) Wang, J., Li, T., Lu, H., et al. : Penalized weighted least-squares approach to sinogram noise reduction and image reconstruction for low-dose X-ray computed tomography, IEEE Trans. Med., **25**(10), 1272-1283, 2006
- 29) Rudin, I., Osher, S., Fatemi, E. : Nonlinear total variation based noise removal algorithms, Physica. D., **60**, 259-268, 1992
- 30) Kak, A., Slaney, M. : Principles of Computed Tomographic Imaging, SIAM press, Philadelphia, 2001, 275-296
- 31) Herman, G., Davidi, R. : Image reconstruction from a small number of projections, Inverse Problems, **24**, 045011 (17pp), 2008
- 32) Kohler, T., Proksa, R. : Noise Properties of Maximum Likelihood Reconstruction with Edge-Preserving Regularization in Transmission Tomography, Fully 3D 2011 Proceedings, 263-266, 2011
- 33) Richard, S., Husarik, D., Yadava, G., et al. : Towards task-based assessment of CT performance : System and object MTF across different reconstruction algorithms, Med. Phys., **39**(7), 4115-4122, 2012
- 34) 星野貴志, 市川勝弘, 寺川彰一, 他 : 逐次近似再構成法が三次元 CT 画像の形状再現性に与える影響, 日本放射線技術学会雑誌, **68**(12), 1624-1630, 2012
- 35) 井上健, 市川勝弘, 原孝則, 他 : 模擬血管ファントムを用いた心臓 CT における逐次近似画像再構成法の血管描出能の検討, 日本放射線技術学会雑誌, **68**(12), 1631-1636, 2012
- 36) Boedeker, K., McNitt-Gray, M. : Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT : part II. Noise power spectra and signal to noise ratio, Phys. Med. Biol., **52**, 4047-4061, 2007
- 37) Loo, L., Doi, K., Metz, C. : A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads, Phys. Med. Biol., **29**(7), 837-856, 1984
- 38) 市川勝弘, 原孝則, 丹羽伸次, 他 : CT における信号雑音比による低コントラスト分解能の評価, 医用画像情報学会誌, **24**(3), 106-111, 2007
- 39) Chawla, A., Saunders, R., Abbey, C., et al. : Analyzing the effect of dose reduction on the detection of mammographic lesions using mathematical observer models, Proc. SPIE 6146, 141-152, 2006
- 40) Wunderlich, A., Noo, F. : Image covariance and lesion detectability in direct fan-beam x-ray computed tomography, Phys. Med. Biol., **53**, 2471-2493, 2008
- 41) Richard, S., Siewerdsen, J. : Comparison of model and human observer performance for detection and discrimination tasks using dual-energy x-ray images, Med. Phys., **35**(11), 5043-5053, 2008