

分科会(画像・撮影・計測・防護・医療情報)合同シンポジウム

テーマ:「X線CT撮影における標準化」

胸部疾患のガイドライン作成にあたって
CT画像の画質特性と臨床適応

金沢大学大学院 市川勝弘

1. はじめに

X線CTにおいて、各部位の撮影パラメータは、メーカーの推奨するものを各施設の基準や裁量によって変更するか、または、一つ一つ、施設のオリジナルをはじめから作り上げて行くことによって決定されることが多い。そこには、放射線技師の持つ経験と知識が反映されて、適切だと考えられた条件設定がなされる。ここで、どのパラメータが適切かを判断する知識(技術)を何から取得することができるかを考えた場合、視覚的観察による定性的評価結果もあり得るが、やはり物理的な画質測定による定量的指標が有効であると考えられている。しかし、現状を見る限り、疾患別に何ミリの空間分解能で十分であるかという統一されたデータは無く、それぞれの研究ごとに基準を導き出し、それに沿った定量的指標が検討され、個別のパラメータが決定されている状況にある。従って、施設ごとに、ともすれば撮影者ごとにそのパラメータが違うという状況は必然的であると考えられる。

現在、CTの画質測定項目は、スライス面の解像度として Modulation transfer function (MTF)、粒状特性として Noise power spectrum (NPS)、体軸方向空間分解能として Section sensitivity profile (SSP)、そして、低コントラスト分解能の指標として多用されてきた Contrast-to-noise Ratio (CNR)が代表的である。他には Windmill アーチファクト(ヘリカルアーチファクト)に対するアーチファクト(量)解析が臨床画像に関わるものとして重要とされているが、測定法^{1,2)}が確立されていない問題点により一般的とはなっていない。MTFとNPS(CTの場合は、測定対象から Wiener spectrum: WSは用語として適切でないため)は、測定原理はほぼ確立されているものの³⁻⁵⁾、CTにおける具体的な方法は、数々の演題レベルの研究発表をも

とに de facto standard として一般化したものである^{6,7)}。これらの方法は、現状は、精度的に十分で、比較的簡単な手法であるため有効であり、撮影パラメータの検討に不可欠とされている。しかし、このように手法が確立されていても、これらの画質特性がどのパラメータに関わり、どう反映できるかは、明確な指標が無いという問題点が大きく立ちはだかる。本演題では、これらの問題点を明らかにすることによって、ガイドライン作成において画質特性をいかに臨床的に適応させていけるかを検討する。

2. 画質特性と臨床適応

2.1 MTF

MTFは、基本的に高コントラスト分解能と同じくノイズに影響されない分解能を調べる指標である。どこまで見えるかという単一値ではなく、空間周波数とレスポンスの関係で示されるため、解像度に関して詳細な情報が得られる手法である。Fig.1は、あるCT装置における3種類のフィルタ関数によるMTFの測定結果である。

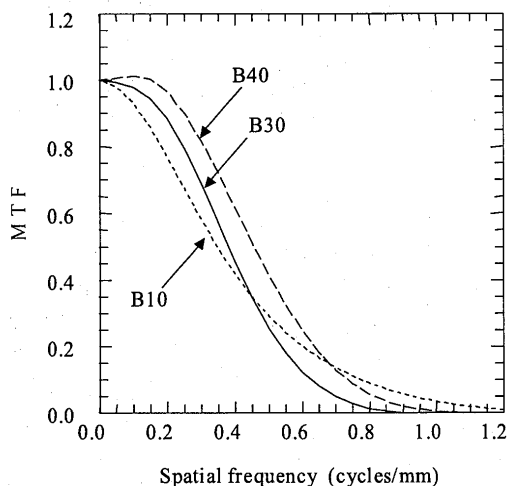


Fig.1 各フィルタ関数の MTF

この結果を見て、まず疑問に思うのは、どの空間周波数で、どの程度のレスポンスがあれば、それが画質的に満足されるものなのかということである。しかし、この指標は残念ながら無く、もっぱら、MTFの相对比较によって評価する手法がとられる。ここで、MTFにある基準を設ける方法として、これも de facto standard であるが、10%MTF や 5%MTF という指標がある。この指標は、レスポンスが 0.1 または 0.05 となる周波数を解像の限界周波数とするもので、高コントラスト分解能のファントムの画像においては、連続した孔の識別限界が 10%MTF とよく一致するとされている。よって視覚的な評価である高コントラスト分解能ファントムによる評価の欠点を定量的な 10%MTF によって改善し、詳細な限界周波数が得られることになる。しかし、ここでもまだ周波数と病変のサイズの関係が 1 対 1 ではないという問題点もある。周波数とは繰り返しの波形 (CT 値分布) に対して適応するため、仮に病変を球体 (2 次元画像では円径) としたとしても、その直径と周波数は簡単に対応するものはない。これらのことから MTF と臨床画像に必要な解像度を関係づけるには、さらなる検討が必要である。

2.2 NPS と CNR

NPS は、ノイズの周波数成分のパワー (2 乗) を表すものである。よって SD (CT 値の標準偏差) のような単一の値ではなく、空間周波数ごとの特性を調べられるため、それが有効とされる理由である。低コントラスト分解能の評価結果と NPS は密接な関係にある。この特性も、MTF と同じく、どの周波数がどの程度のパワーであれば良い画質であるかという指標が存在しない。そして、単一値である SD は、周波数特性を全く考慮しないため、ノイズ量の指標としては限定的にしか用いることができない。CNR は、(対象の CT 値 - バックグラウンドの CT 値) / SD によって求められるが、この単純な計算からもわかるように、画像の持つ周波数特性はまったく考慮されない。よって SD の欠点と同様に、CNR も限定的にしか用いることができない。Fig.2 は、異なる 2 機種において腹部用フィルタ関数

で再構成した画像の NPS の比較である。このように NPS は、機種間で周波数に対する変化の度合いが大きく違うため、NPS の結果から全体的なノイズの大小は判別できるものの、グラフが接近したり交わる場合には比較が困難となる。

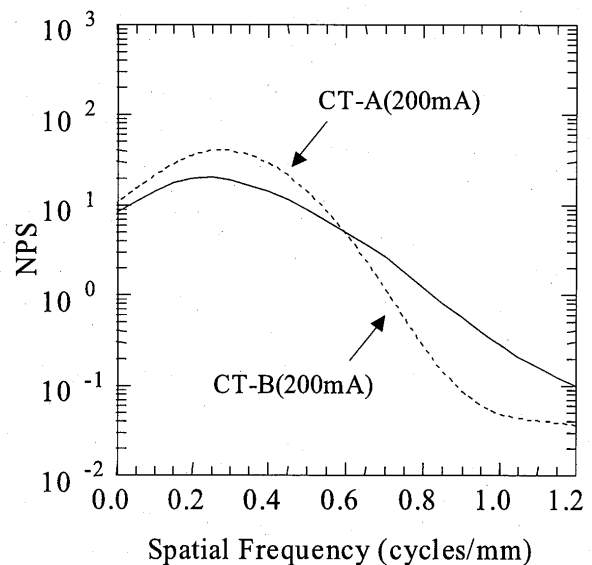


Fig.2 2 機種 of CT の腹部標準関数による NPS

3. 有効な臨床適応のために

3.1 信号対雑音比による評価

ヘリカル CT と MDCT (multi detector-row CT) の時代において、CT の撮影パラメータの決め手は、大まかに考えるとスキャン時間と分解能であると考えられる。前項で述べたように、どこまで小さなものまで分解 (検出) できるかは、MTF や NPS の結果だけからは導き出すことは困難である。そこで分解能において、MTF や NPS を利用しつつ前項の問題点を改善する方法として、過去の研究に基づいた信号対雑音比 (signal-to-noise ratio, SNR) を用いた評価法が有効ではないかと考える。Loo らは、フィルム-増感紙系の画質指標として、様々な表示化モデルと知覚化モデルの SNR を算出し、視覚的な検出率試験との結果を報告した (8)。この中では、信号の周波数成分を考慮して、MTF と NPS を用いて SNR を導き出し、特定のモデルによる方法が視覚的な検出率と良い相関を

示したと報告されている。

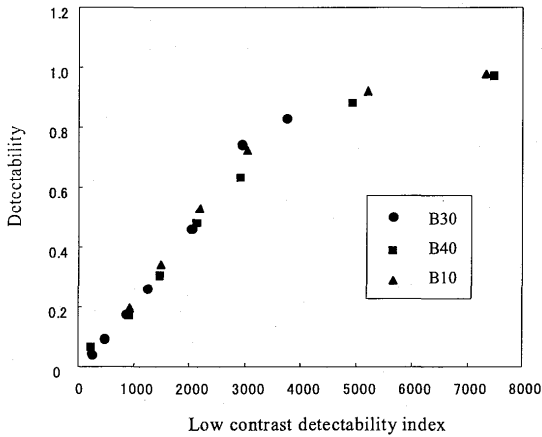


Fig3 マッチドフィルタモデルによる SNR と検出率の関係

筆者は、CTにおいてこの手法を応用した研究報告をした9)。この手法においては、MTFを、各フィルタ関数により測定しておき、各撮影条件におけるNPSが得ることにより、分解能(検出率)が定量値として得られる。Fig.3は、MTFとNPSを用いてマッチドフィルタモデルにより算出した指標値と、視覚的検出率の関係を実験により求めた結果である。3種類のフィルタ関数について、指標値と検出率は良い相関にあることから、この手法により何ミリまでのものをどれだけの検出率で描出できるかを示すことができる。

3.2 アーチファクトの評価

ヘリカルCT以降のCTでは、撮影時間はピッチにより可変できるようになった。しかし、これにより、SSPやNPSが影響を受けるだけでなく、ヘリカルアーチファクトを主とするアーチファクトが変化し、それが画質に大きく関わるようになった。よって、3.1にて述べた、SNRによる評価とともに、アーチファクトの定量的評価手法が今後重要であると考え。現在のところ、フラクタル解析を用いる方法や、コンベンショナルCTの画像を減算して解析する手法などが考案されているが、簡便で有効な手法とはなり得ていない。Windmillアーチファクトなどの複雑な形状を定量的に単一値で

表すことができないとするならば、ファントムを規格化して、視覚的に観察し、アーチファクト量を順位付けして評価するしかないであろう。Fig.4は、16DASのMDCTにおいて、ピッチの変化によるWindmillアーチファクトの違いを示したものである。図のようにアーチファクトは、複雑な形状であるものの、アーチファクト部分だけのピクセル値の変動を簡単な手法で計算する指標値があれば、大まかな評価はできるのではないかと考える。現状は、視覚的な評価を採用せざるをえないが、今後、有効な定量的評価法の開発が必要である。

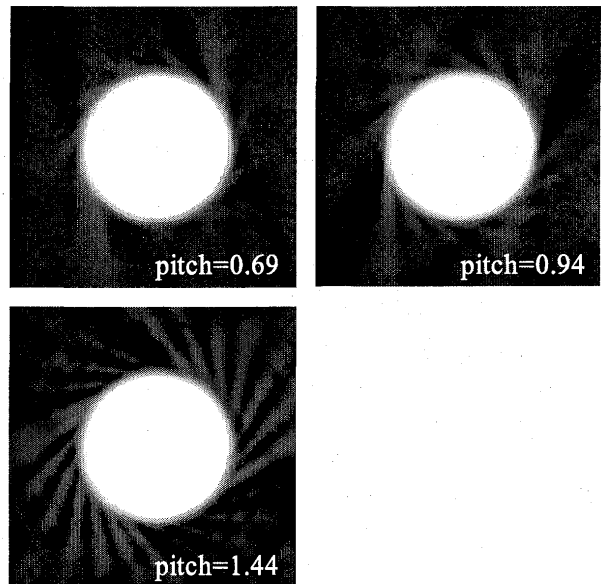


Fig.4 16DAS MDCTにおけるピッチとWindmillアーチファクト

4. まとめ

CTの画質特性を撮影パラメータの検討など臨床的に適応させるためには、様々な問題点があることと、SNRを用いた方法の可能性について述べた。定量的な手法によって、画質を的確に表すことができるようになったならば、各部位(疾患)について必要な分解能を定めることで、撮影パラメータはある範囲で絞り込まれてくるであろう。そして、そのパラメータによって被曝線量の指標も浮かび上がってくると考える。本シ

ンポジウムにおいて、各分野から様々な情報が持ち寄られ、ガイドライン作成が支援されることを望む。

参考文献

- 1) 原 孝則, 加藤秀記, 津坂昌利: フラクタル次元解析を用いた 4Row Multislice Spiral CT における Z 方向のデータ乗換えの複雑性評価. 日放技学誌, 59 (4), 494-499, 2003.
- 2) 西丸英治, 宇都宮律子, 西江亨文, 他: サブトラクション処理を用いたヘリカルアーチファクトの新しい評価法. 日放技学誌, 61 (7), 1021-1026, 2005.
- 3) 遠藤真広, 飯沼 武, 竹中栄一: ワイヤによる CT 像の分解能の測定. 日本医放会誌, 40, 43-51, (1980)
- 4) Nickoloff EL: Measurement of the PSF for a CT scanner: Appropriate wire diameter and pixel size, Phys. Med. Biol., 33, 149-155, 1988.
- 5) Siewerdsen JH, Antonuk LE El-Mohri Y, et al.: Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology, Med Phys, 25(5), 614-628, 1998.
- 6) 市川勝弘: デジタル時代の画像評価の基礎と応用, 日放技学誌, 58(1), 14-48, 2002.6.
- 7) 市川勝弘: CT イメージング(その2)ハードの性能評価, INNERVISION, 17(3), 75-79, 2002.
- 8) Loo LN, Doi K and Metz CE: 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.
- 9) 市川 勝弘, 原 孝則, 丹羽 伸次, 山口 功, 大橋 一也: 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, 医用画像情報学会雑誌 (in printing)