Institute of Electronics, Information, and Communication Engineers

A-21-7

自己相関行列（対称 Toeplitz 行列）を用いた CT Angiography の鮮鋭度評価

Evaluation of Sharpness of CT Angiography Using Symmetric Toeplitz Matrix

森政樹[*2] 今井國治[*1] 池田 充[*1] 川浦 稚代[*1] 高瀬 郁子[*1] 遠地 志太[*1] 西本 卓矢[*2] 米田 和夫[*2]
Masaki Mori Kuniharu Imai Mitsuru Ikeda Chiyo Kawaura Ikuko Takase Yukihiro Enchi Takuya Nishimoto Kazuo Yoneda
*1 名古屋大学大学院医学系研究科 *2 名古屋大学医学部附属病院
Nagoya University Graduate School of Medicine Nagoya University Hospital

1．はじめに 近年，X線 CT 画像の再構成アルゴリズムとして，逐次近似（Iterative Reconstruction: IR）再構成法が実用化されつつある．この方法で再構成された CT 画像は，従来のフィルタ補正逆投影法（Filtered back Projection; FBP）で再構成された画像よりもノイズが少なく，低線量で高精細な画像が取得できると言われている．筆者らは以前より，脳血管 CT Angiography（CTA）検査における被ばく線量と画質との関係について検討しており[1]，逐次近似再構成 CTA 画像の臨床応用を考えている．一般に，CTA 画像では，動脈瘤の位置の把握だけでなく、その大きさや形状の計測に高い精度が要求されている．この精度を検討するためには，脳動脈瘤がどれだけ鮮鋭であるかを評価する必要がある．しかし現状では，臨床画像に適用可能な鮮鋭度評価法は確立されておらず，視覚による主観的な評価しか行えない．そこで本研究では，実対称 Toeplitz 行列を用いた鮮鋭度解析法を考案し．現在提案されている 2 種類の逐次近似法で再構成された CTA 画像の鮮鋭度を評価したので報告する．

2．実験方法 本研究では，筆者らが考案した脳血管ファントムを被検体として用いることにした．解析対象部位は脳底動脈に作成した動脈瘤で，この動脈瘤像を得るために両方の椎骨動脈からヨード系造影剤(10mg/ml)を注入した．造影剤注入後，管電圧 120kV、管電流 250mA 一定の下でこのファントムをスキャンし，FBP と二種類の逐次近似法(ASIR と MBIR 法)を用いて CTA 画像を作成した．

3．鮮鋭度評価法 従来，鮮鋭度は，MTF と呼ばれる解析法を用いて評価されてきた．この方法は，点像強度分布もしくは線像強度分布をもとに鮮鋭度を評価する方法で，評価対象となる画像系全体の線形性が成立していることを前提としている．今回対象となる逐次近似画像は，この前提を覆す非線形処理が施されている．そのため，この方法を改良しても，確度の高い鮮鋭度評価は行えない．しかし，この方法の評価原理の一つである画像信号の周波数分解と言う考えは，鮮鋭度を評価する上で，非常に有用である．そこで本提案法では，この原理を活かす形で，理論構築を行った．

今，CT 画像上のノイズを平均 0 の加法性有色ノイズと考えると，測定される画像信号（観測信号）$x(t)$は(1)式で与えられる．

$$x(t) = S(t) + w(t) \tag{1}$$

式中の $S(t)$及び $w(t)$は，それぞれ画像信号及びノイズを表している．さらに，画像信号とノイズはほぼ無相関であると考えると，観測信号の自己相関関数は，単純に画像信号の自己相関関数とノイズの自己相関関数の和として表すことができる．それゆえ，観測信号の自己相関行列（実対称 Toeplitz 行列）Xを，画像信号の自己相関行列Sとノイズの自己相関行列Wで表すと，(2)式となる．

$$X = S + W \tag{2}$$

一般に，この実対称自己相関行列の固有値は，各周波数におけるエネルギー密度を表していることが知られている．このことから，観測信号の固有ベクトルとノイズのものとが一致し，これに対応する固有値が各々求まれば，画像信号の周波数分解は可能となる．これまでの研究で，有色ノイズの自己相関行列は(3)式で表現でき，

$$Y^H W Y = diag(\sigma_1^2, \sigma_2^2, \ldots \sigma_i^2) \tag{3}$$

σ_i^2：ノイズの固有値

観測信号の固有ベクトル行列 Yを用いて表せることが，数学的に証明されている．従って，自己相関行列を用いることにより，エネルギー密度に基づく画像信号の周波数分解が行えることがわかった．そこで，この方法を用いて FBP 及び逐次近似画像を周波数分解し，前者で規格化すると，エネルギー密度の変化は鮮鋭度に起因する変化として捉えるができる．それゆえ，この周波数特性を用いれば，従来の MTF と類似した結果解釈で，相対的な鮮鋭度評価が行えるようになる．そこで本研究では，動脈瘤付近の脳実質部を用いてノイズの自己相関行列を求め，これをもとに各空間周波数における動脈瘤像のエネルギー密度を算出した．さらに，各空間周波数に対するエネルギー密度比は dB で表示した．

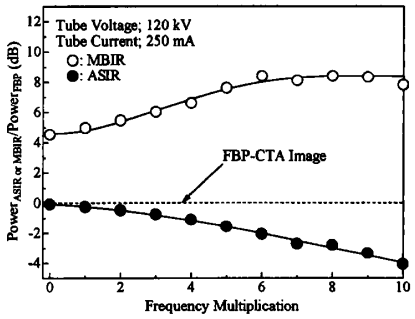

図1 CT 画像の鮮鋭度評価

FBP 画像 AISR 画像 MBIR 画像

図2 各アルゴリズムで再構成した CT 画像

4．結果及び検討 図 1 に 2 種類の逐次近似画像に対する評価結果を示す．ASIR 方式で再構成された CTA 画像は，高周波領域でエネルギー密度の低下が認められる．これは FBP 画像よりも鮮鋭度が悪いことを示している．一方，MBIR 方式の CTA 画像は，どの空間周波数においても，エネルギー密度が大きく，特に，その効果は高周波領域で顕著となり，鮮鋭度が格段に改善されている．そこで，実際にこれらの画像を比較してみると，図 2 に示すように，ASIR 方式の CTA 画像は FBP 画像よりも不鮮鋭であるのに対し，MBIR 方式で再構成されたものは，非常に鮮明となっている．このことから，本提案法は適切に鮮鋭度を評価していることがわかった．ここでさらに，筆者らは相対鮮鋭度（=（逐次近似画像の平均エネルギー）／（FBP 画像の総エネルギー））を定義し，これを指標とする画質評価も行った．その結果，ASIR 及び MBIR 方式で再構成された CTA 画像の相対鮮鋭度は，それぞれ 0.91，2.14 となり，MBIR 方式の方が ASIR 方式よりも優れていることが示された．このように MBIR 方式で再構成された CTA 画像の鮮鋭度が優れているのは，X 線光子数の統計学的補正だけでなく，X 線管焦点や検出器サイズの補正も行っているからだと考えられる．以上の結果から，本提案法は適切に鮮鋭度が評価できる方法であることが示唆された．最後に本研究は科研研究の一環として行われた．

参考文献

[1] K.Imai *et. al*, *British Journal of Radiology*, 2012 (in press)

Copyright © 2012 IEICE
NII-Electronic Library Service