

デジタルX線画像におけるCircular Edge法を用いた画像評価の試み

宮城県立がんセンター 診療放射線技術部 ○大黒 紘祐(Daikoku Kosuke)

後藤 光範 遠藤 武蔵 石田 俊太郎 佐藤 恵美

金子 美和子 前澤 裕道 佐藤 益弘

【はじめに】

デジタルX線画像では雑音の低減や診断能向上を目的に非線形な挙動を示す処理が多く用いられている。画像の評価にはMTF(modulation transfer function)やNPS(noise power spectrum)等が多く用いられているが、これらは線形処理を前提とした評価手法であり、非線形処理を行った臨床画像を評価するには不適である¹⁾。一方、CT分野では評価対象に類似した被写体を用いるタスクベースによる評価手法が提案されているが²⁾、デジタルX線画像ではまだ報告例は多くはない。

そこで今回、我々はデジタルX線画像において非線形処理として知られている散乱線補正処理の特性評価をタスクベースにて試みたので報告する。

【使用機器】

画像読み取り装置 : CALNEO C(富士フィルム社製), 散乱線補正処理:Virtual Grid(富士フィルム社製)

被写体 : 胸部ファントム(京都科学), 模擬腫瘍:アクリルΦ10mm-厚さ5mm

解析ソフト : image J(National Institutes of Health), CT measure (日本CT技術研究会)³⁾

【測定条件】

撮影条件

電圧:85 kV, 線量:2.0 mAs, 線源表面間距離:120 cm

散乱線補正処理条件

Strips per centimeter:40, Grid Ratio:8/1(相当), Focussing distance:120cm, Interspace material:AL

散乱線補正処理以外の処理パラメータは富士フィルム社のデフォルトで用いられる胸部ポータブル撮影のものを使用し、すべての画像で同様の処理条件であることを確認して検討を行った。

【検討方法】

模擬腫瘍と模擬腫瘍配置図をFig.1,2に示す。今回は散乱線が少ないであろう肺野、逆に多いであろう横隔膜、その中間として肺尖、心陰影の4点に模擬腫瘍を配置した。各部位で模擬腫瘍あり、なしの画像を撮影した(Fig.3,4)。得られた画像をimage Jにて画像サイズを512×512ピクセルとし、CT measureが読み込めるようbig-endian形式であったものをlittle-endian形式へと変換を行った。変換後、模擬腫瘍ありの画像から模擬腫瘍なしの画像を差分し、模擬腫瘍のみの画像を取得し、解析用画像とした(Fig.5)。この時ノイズの影響を少なくするため、加算平均を20枚にて行った。

CT measureにてCircular Edge法²⁾を用いて模擬腫瘍中心から放射線状に辺縁に向かってプロファイルを得ながら平均し、模擬腫瘍におけるESF(edge spread function)を得た。これを微分したLSF(line spread function)からフーリエ変換によりタスクベースのMTFを算出した³⁾。これを task transfer function(TTF)⁴⁾とした。またFig.5の差分画像からコントラスト値及びコントラスト-ノイズ比(contrast to noise ratio: CNR)を求め、それぞれの結果を各部位ごとに散乱線補正処理あり(:VG on)、なし(:VG off)を比較した。



Fig.1 模擬腫瘍

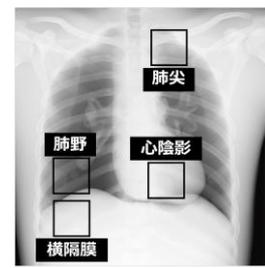


Fig.2 模擬腫瘍配置図

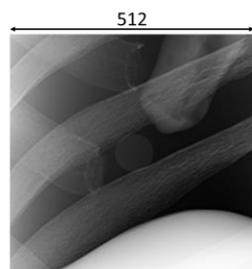


Fig.3 模擬腫瘍あり画像

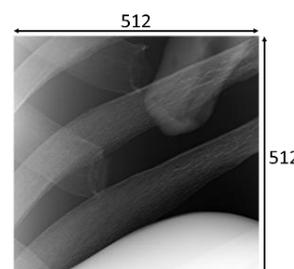


Fig.4 模擬腫瘍なし画像

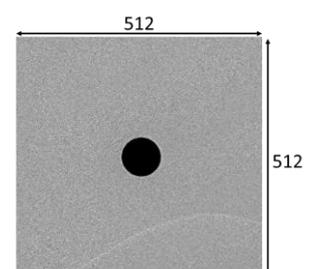


Fig.5 差分画像

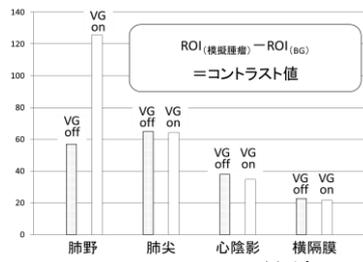


Fig.6 コントラスト値結果

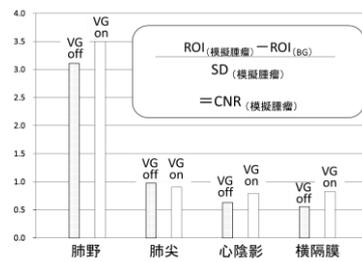


Fig.7 CNR 結果

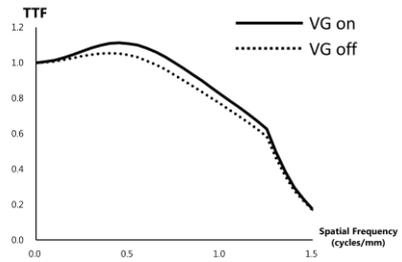


Fig.8 肺野での TTF の結果

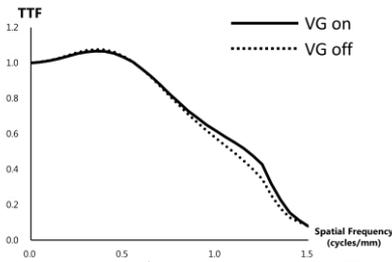


Fig.9 肺尖での TTF の結果

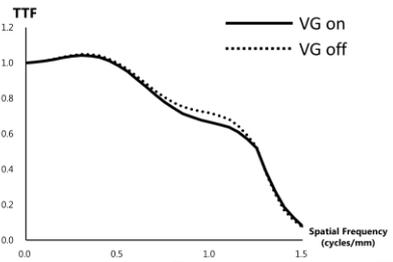


Fig.10 心陰影での TTF の結果

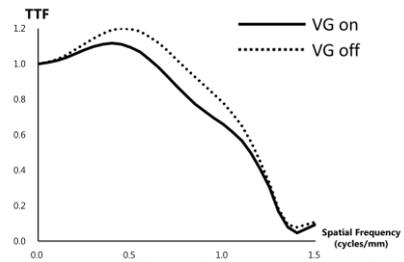


Fig.11 横隔膜での TTF の結果

【結果】

各部位におけるコントラスト値及びCNRの比較をFig.6,7に示す。肺野では散乱線補正処理を施すことにより、コントラスト値は向上する結果となったが、その他の部位ではあまり変化がない結果となった。CNRで比較すると、肺野ではコントラスト値が向上するものの雑音も増えており、CNRの向上としては僅かなものとなった。その他の部位ではコントラスト値の変化は少ないものの、若干雑音が減る傾向からCNRの向上が見られた。

各部位におけるTTFの結果をFig.8-11に示す。肺野では散乱線補正処理を施すことにより、若干TTFの向上が見られたが、肺尖、心陰影では大きな違いは見られなかった。横隔膜になると肺野とは逆にTTFが低下していた。

【考察及びまとめ】

散乱線が多い部位では散乱線補正処理の影響が大きいと考えられたが、コントラスト値、TTF変化は少なかった。したがって今回のような淡い腫瘍影に対しては散乱線補正処理により信号情報が変化しないことが示唆された。

一般的に描出能を表すSNRの式をFig.12に示す。計算式の分子は信号量とエッジレスポンスで示される。散乱線補正処理により分子の部分の向上は認められなかったため、信号描出は変化していないことが裏付けられる。

$$SNR(f) = \frac{|S(f)|}{\sqrt{NPS(f)}} \quad S(f) = O(f)MTF(f)$$

$O(f)$: 被写体の信号値 (スペクトル)

Fig.12 SNR の計算式

散乱線補正処理の評価には主観的な視覚評価が多かったが、本手法は客観的数値を用いて散乱線補正処理の特性評価が可能であり、非線形処理を評価する一助になることが示唆された。

ただしCT measureにてCircular Edge法を用いる場合、低CNR条件ではエッジレスポンスの取得が難しくなる。そのため加算回数を増やす必要があったが、今後さらなる検討が必要と考える。

また本検討は公開されている汎用ソフトのみで解析を行っているため、汎用性に優れる評価手法であり、今後同様の検討を行う者の助力になると考える。

【参考文献・図書】

- 1) 森一生. 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. 東北大医保健学科紀要 2013; 22(1): 7-24.
- 2) Richard S, Husarik DB, Yadava G, et al. Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. Med Phys 2012; 39(7): 4115-4122.
- 3) Ichikawa K, CTmeasure, Japanese society of CT technology, Kasumi, Minami-ku, Hiroshima, JPN, <http://www.jsct-tech.org/>, 2012-2014
- 4) Chen B, Christianson O, Wilson JM, Samei E. Assessment of volumetric noise and resolution performance for linear and nonlinear CT reconstruction methods. Med Phys. 2014;41(7):071909