

# CT 値の再現性を重視した肺野関数画像処理

**【要旨】** 肺野関数 CT 画像に空間周波数処理を施し、肺野画像で問題となるアンダーシュート及びオーバーシュート (UOS) を抑制し、高解像度と CT 値の再現性向上の両立を試みた。空間周波数処理係数は再構成フィルタ関数 B70 の MTF と UOS 抑制のための MTF との比率より算出した。太さの異なる 4 本の亚克力ロッドをスキャンし、肺野関数(B70)、腹部関数(B41)にて再構成した画像と、B70 画像に空間周波数処理を施した画像の CT 値の測定とプロファイルによる評価を行った。さらに、B70 で再構成した胸部 CT 画像に対しても空間周波数処理を施し、解像度と UOS に対する視覚評価を行った。処理を施した画像でほぼ正確な CT 値が得られ、UOS は明らかに抑制された。胸部 CT 画像に対する処理画像についても十分な解像度を維持したまま UOS は明らかに抑制された。これらの結果より、この肺野関数画像処理の臨床的有用性が示唆された。

## I. 緒言

高分解能 CT (high-resolution CT: HRCT) は、薄いスライス厚と、高周波数を強調する再構成関数を用いることにより、高い分解能を得る撮影法であるが、高解像度の関数においては、MTF は低空間周波数領域で 1.0 を大きく上回り、この過度な MTF によって生じるアンダーシュート、オーバーシュート (以下 UOS) が高分解能 CT では問題となる。さらに、HRCT の問題点はその UOS が CT 値に誤差を生じさせることである。本研究では、肺野関数 CT 画像に空間周波数処理を施し、肺野画像で問題となる UOS を抑制し、高解像度と CT 値の再現性向上の両立を試みた。

## II. 使用機器

CT 装置 : SOMATOM Definition (SIEMENS 社 高解像度関数 : B70, 軟部用関数 : B41)

ファントム : アクリルロッド (φ15、10、5、2mm), MTF 測定用

ワイヤーファントム

ソフトウェア : UOS 抑制専用自作ソフトウェア (CTFFT)

Image J

## III. 方法

### 1. 空間周波数処理係数 FP (Frequency Processing) の決定

肺野関数 B70 の MTF ( $MTF_{B70}$ ) を測定し、UOS 抑制の為に、MTF が 1.0 を超えない MTF ( $MTF_T$ ) を決定する。この 2 つの MTF の比率から FP を算出した。  $MTF_{B70}$ ,  $MTF_T$ , FP の関係を Fig.3 に示す。  $MTF_{B70}$  の測定にはワイヤー法を用いた。 Fig.1 のようなワイヤーファントムをスキャンし、B70 で再構成する。得られたワイヤー像 (Fig.2) の PSF をスリット法により LSF に変換し、LSF を 2 次元フーリエ変換して MTF に変換した。20 スライス分の MTF を測定し、これらを平均して  $MTF_{B70}$  とした。  $MTF_T$  の形状は、空間周波数が 1.0 cycles/mm の位置で  $MTF_{B70}$  と同値かつ同じ傾きを持つガウス関数とし、1.0 cycles/mm 以上の範囲では解像度を保つ為に  $MTF_{B70}$  と同じ値とした。得られた  $MTF_{B70}$ ,  $MTF_T$  から、  $MTF_{B70}/MTF_T$  で FP を算出した。

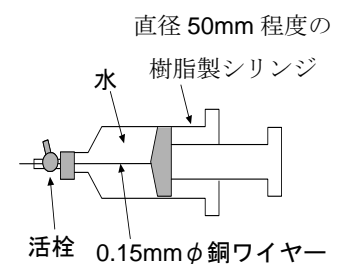


Fig.1 ワイヤーファントム

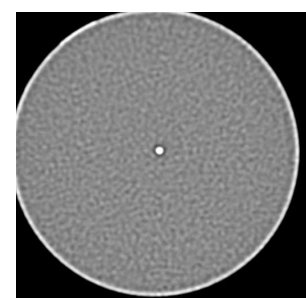


Fig.2 ワイヤー像

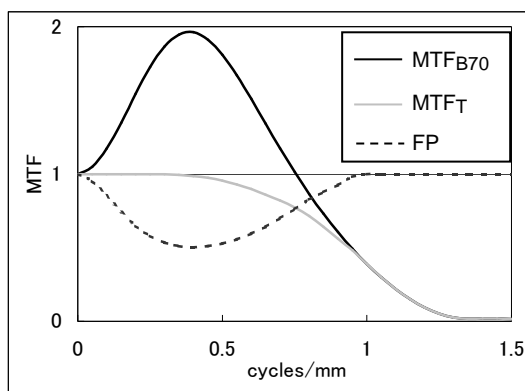


Fig.3  $F_{B70}$ ,  $MTF_T$ , FP の関係

## 2. CT 値計測とプロフィール作成の為にアクリルファントム画像取得

周囲を水とした太さの異なる 4 種類のアクリルロッドをスキャンし、B70 で再構成した。また、比較の為に B41 で再構成した画像も取得した。(Fig.4)

## 3. 処理対象となる胸部 HRCT 画像の選択

アクリルファントム画像と同様に、B70 と B41 で再構成した HRCT 画像を用意した。(Fig.5)

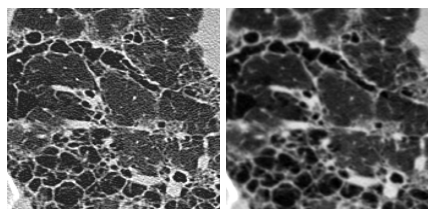
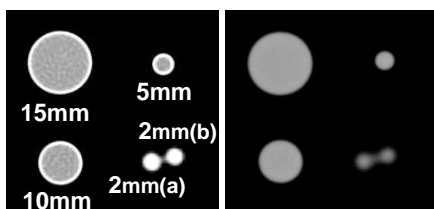


Fig.4 アクリルロッド像(左:B70 右:B41) Fig.5 HRCT 像(左:B70 右:B41)

## 4. FP にて各画像を処理

各 CT 画像への処理手順は、まず CT 画像を 2 次元フーリエ変換で周波数領域のデータに変換する。これに周波数領域上で FP を施し、最後に 2 次元逆フーリエ変換により FP が施された CT 画像に戻す。この処理を B70 で再構成した以下の CT 画像に施し、各値の計測を行った。さらに、FP を施した B70 再構成画像 (以下 B70(FP)) と処理前の B70 再構成画像 (以下 B70)、B41 再構成画像 (以下 B41) との比較観察も行った。

- B70 ワイヤファントム画像に処理し、MTF を計測
- B70 アクリルファントム画像に処理を行い、①B70(FP)と B70、B41 との比較観察、②各アクリル像の中心部の CT 値を計測、③15mm アクリル像の中央を横切るプロフィールの作成
- B70 胸部 HRCT 画像に処理し、B70(FP)と B70、B41 との比較観察

## IV. 結果

### a) ワイヤファントム像の MTF 計測

B70 再構成ワイヤファントム像に FP を施した時の MTF の変化を Fig.6 に示す。低空間周波数領域では MTF は 1.0 を若干上回る値となった。高空間周波数領域では B70 と同程度の高い MTF を保つことができた。

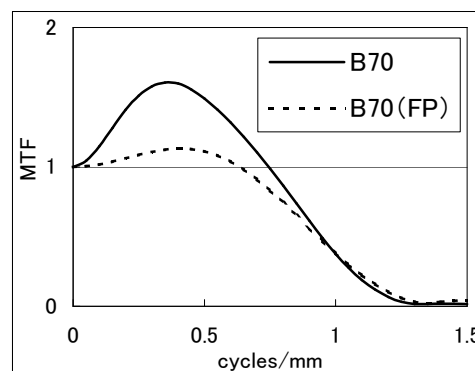


Fig.6 MTF の変化

b-①) アクリルファントム像の比較観察

B70, FP を施した B70, B41 で再構成したアクリルファントム像を Fig.7 に示す. B70(FP) の UOS は B70 に比べて明らかに抑制され, B70 と同等の解像度が保たれていることが分かる. また, B41 に比べると画像のボケが明らかに少ないことが分かる.

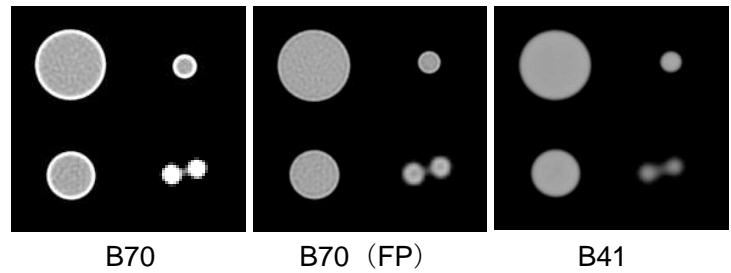


Fig.7 アクリルファントム像の比較

b-②) アクリル像の CT 値計測

太さの異なる各アクリルロッド像の中心部の CT 値を計測した結果を Fig.8 に示す. B70 で誤差の生じた最も細い 2mm アクリル像の CT 値についても正しい値を示しており, 再現性が向上した.

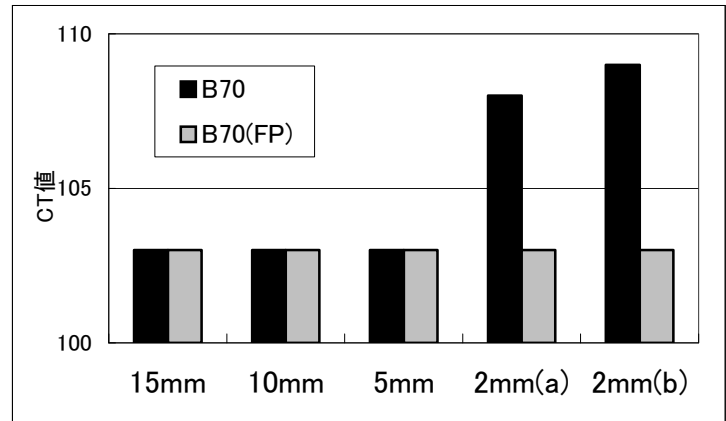


Fig.8 CT 値の比較

b-③) アクリル像のプロファイル

15mm アクリル像の中央でプロファイルをとった結果を Fig.9 に示す. B70(FP) では B70 に比べ, UOS が明らかに抑制されつつ, エッジも保たれていることが分かる.

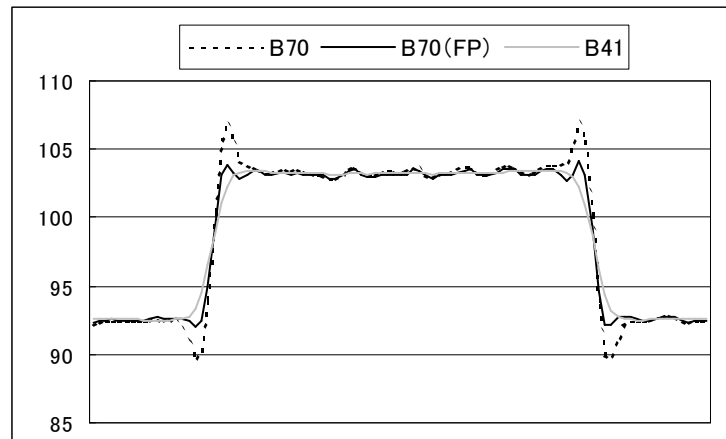


Fig.9 プロファイルの比較

c) HRCT 像の比較観察

HRCT 画像の比較を Fig.10 に示す. B70 で見られる UOS が B70(FP) では消失していることが分かる. また, B41 に比べて解像度も高く保たれていることが分かる.

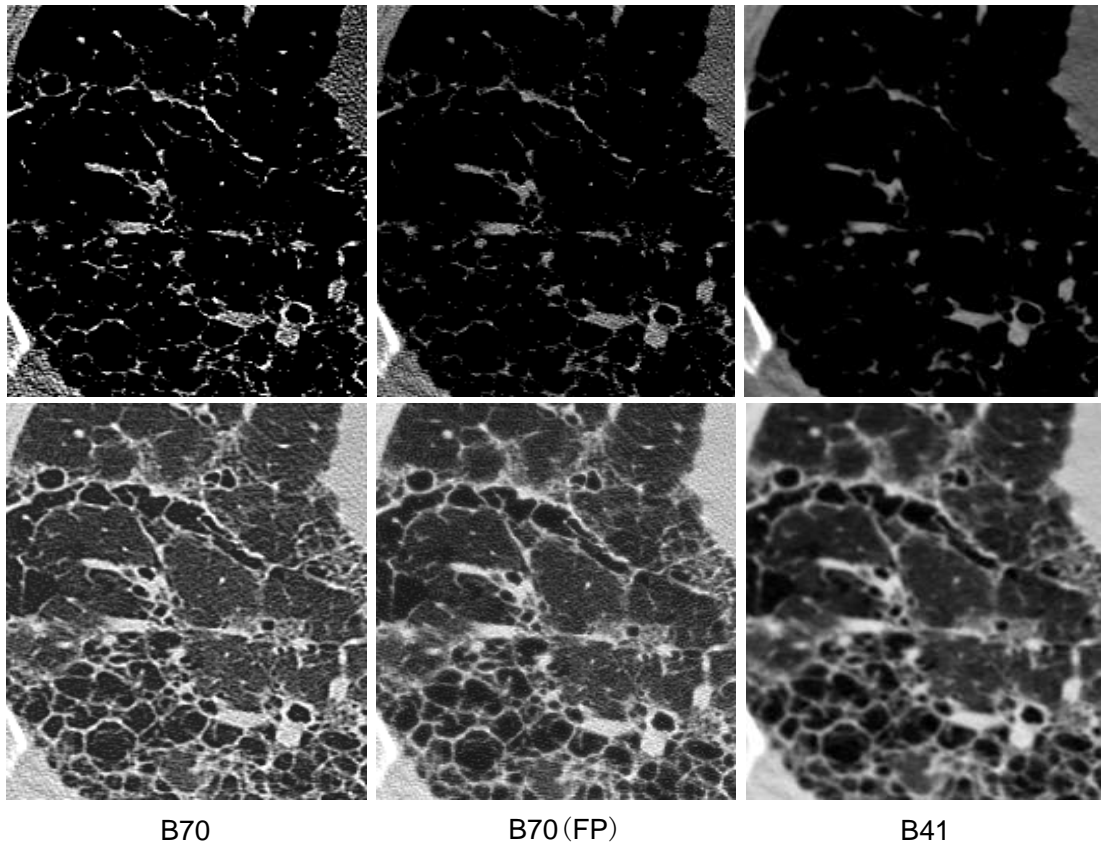


Fig.10 HRCT 像の比較

## V. 考察

UOS については明らかな抑制効果がみられた. CT 値についてはアクリルロッドの全てのサイズで正常な値に改善され, 再現性が向上した. MTF については高空間周波数領域で B70 と同程度の高い MTF を維持することができた. 低空間周波数領域では 1.0 を若干超える値となった. これは MTF の測定精度の問題と考えられる. 解像度については, 診断に必要な解像度を十分維持することができたと考える.

## VI. まとめ

肺野用の高解像度関数による CT 画像に考案した空間周波数処理を施し, CT 値の正確性が向上し, 高解像度を保ったまま UOS は明らかに抑制された. 胸部 CT 画像に対しては, UOS は明らかに抑制され, 十分な解像度とともに自然な画像表現が実現された. これらの結果より, CT 値の再現性を重視した肺野関数画像処理の臨床的有用性が示唆された.

## VII. 参考文献

- 1) 市川勝弘, 丹羽伸次, 原孝則, 大橋一也: CT における金属ワイヤによる MTF の測定法, 日本放射線技術会雑誌 64(6): 672-680, 2008
- 2) 市川勝弘, 丹羽伸次, 原孝則, 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, 医用画像情報会雑誌 24(3): 106-111, 2007