

低線量 3D-CT 画像における画質改善

平塚紘一郎・小倉久和*・石田智一**

(2010年2月5日受理)

Improvement of Image Quality of Low-Dose 3D-CT Images

Kouichirou HIRATSUKA, Hisakazu OGURA, Tomokazu ISHIDA

Abstract: This paper investigates a method of image quality enhancement which do not declines a precision of image diagnosis in low-dose abdominal 3D MDCT images by means of 3D image processing. To enhance a image quality, 3D moving average filter and 3D median filter are applied for reducing a noise and 3D recurrent filter is applied for emphasis. Experiments are performed to investigate a superiority of 3D-Filtering in contrast to 2D-Filtering in phantom images and to investigate a effect of 3D recurrent filter in clinical images. As a result, proposed method can be enhanced a quality of the target images drastically.

キーワード(key words)

3次元フィルタ 3D filter, 腹部 3D-CT 画像 Abdominal 3D-CT image,

低線量 3D MDCT 画像 Low-dose 3D MDCT image,

リカレントフィルタ Recurrent filter

1. はじめに

近年X線CT画像は、内科領域・外科領域を問わず、診断において極めて重要かつ頻度高く利用されている。CT画像の撮像時間が短縮するとともに撮像枚数が増加し、3次元的な画像データによる診断も増えてきている¹⁾²⁾³⁾。3次元的CT(3D-CT)による画像診断は、小さい腫瘍を早期に発見するためには欠かせない。3D-CT撮像法として、らせん状に撮影を行うヘリカルCT、検出器を複数並べ一度に広い範囲の撮影を行う多列検出器CT(MDCT: Multi-Detector-row CT)が医療の現場に普及している。また、コーン状のX線ビームを利用するコーンビームCTも実用化に近づいている。

もともとCT撮影は解像度を保証するため、他

の放射線検査と比べると相対的に被曝線量が多い。そのため、必然的にさらなるX線の被曝線量の増加をもたらしてきている。被曝線量を抑えるには照射X線量を減らして撮影をする必要があるが、低線量によるCTでは、一般にノイズレベルが高くなり解像度が下がるため、画像診断に大きな影響がある。解像度の下がる要因はさまざまあると考えられるが、たとえば、線量が少なくなると従ってX線強度のばらつきが大きくなる、それが原因となってX線の透過率・反射率のばらつきが大きくなり、多数の検出器の間で感度のばらつきが拡大されるなどの要因が考えられる。このようなばらつきがCT画像の解像度にどのように影響するかということは、画像再構成アルゴリズムに強く依存する。

2次元画像としてのCT画像の画質を改善する

*福井大学工学研究科 **福井大学医学部

方法は、以前から多くのフィルタリング手法が提案され使われてきている。しかしながら、一般には、Low-Dose CT画像はノイズレベルが高いため、従来のような2次元画像を対象とした画像処理手法では、画質を改善し、診断精度を維持するのは困難である。フィルタリングによる画質の改善は、基本的には近接ピクセル間のピクセル値の相関を利用してノイズレベルを遁減することによって、画質の改善をはかるものである。たとえば、2次元画像の画質改善に使われるノイズ遁減フィルタは、フィルタリングの注目画素（フィルタの中央位置の画素）のピクセル値とその周りの画素のピクセル値との相関が、点状ノイズの部分では強調対象部分と比べて相対的に弱い、という近隣画素間の相関の特徴を利用している。MDCTから得られる3次元画像では、xy面内の解像度とz方向への解像度が同じかあるいはほぼ等しく設定できるから、2次元スライス画像に対してピクセル値の相関と同じようにz方向の相関も考慮した、3次元相関を利用することが考えられる。3次元の近接画素（ボクセル）間の画素値の3次元相関を利用する3次元フィルタリングには、xy面内における2次元相関を利用した2次元フィルタリングとは異なった効果を期待できる。たとえば、点状ノイズがxy面内でたまたま接近して存在すると、2次元のノイズ遁減フィルタリングでは除去が困難であるが、z方向でも同様に近接して存在する確率は低くなるため、3次元ノイズ遁減フィルタリングで除去できる可能性がある。

CT画像には点状ノイズばかりではなく、画像再構成アルゴリズムに起因するアーチファクトも存在する。MDCT画像もその再構成はxy断面の再構成を基本とするから、このアーチファクトはxy面内において近接画素間に相対的に強い相関を生じさせるが、z方向には弱い相関となっている可能性がある。したがって、z方向の相関も利用する3次元フィルタリングによって、このような特徴をもったアーチファクトを遁減することができる。

本論文では、相対的に少ないX線量で撮影したCT画像（Low-Dose CT画像）を画像処理し、画

像診断の精度を落さないような画像とする可能性と方法について検討する。MDCTによる3次元Low-dose CT画像に対して、3次元フィルタリングの効果を分析し、通常の照射線量による画像（Normal-Dose CT画像）と比較して腫瘍の画像診断精度を保つことができるようにする可能性を検討することを課題とした。具体的には、腫瘍ファントムを対象にMDCTによる3次元Low-Dose CT画像を生成し、3次元フィルタ⁴⁾⁵⁾による効果を分析した。また、画像診断を支援するために提案されているリカレントフィルタ⁶⁾を3次元画像に拡張適用し、3次元フィルタを補強する手法を検討、評価した。さらに、MDCTによる臨床画像に対しても、その効果を確認した。

2. 3次元フィルタリング

多くの場合、3次元CT画像に対しては、スライスごとの2次元画像に対して画像処理手法を適用することにより画質の改善をはかる。2次元画像の画像処理手法は研究の歴史も長く、ノイズ低減や強調といった処理だけでもさまざまな処理方法が存在する。しかし、一般にノイズレベルが高い画像に対しては、人が目視で画像における関心対象を認識できる場合でも、2次元フィルタリングなどの画像処理手法で関心対象を強調したり、抽出したりすることは困難であり、あるいはヒューリスティックな知識や処理を必要とすることが多い。Low-dose CT画像はノイズレベルが高く、かつ、人の目視による認識でも困難となっている画像である。ここでは、3次元Low-Dose CT画像を、3次元フィルタリングによって画質改善し、Normal-Dose CT画像と同レベルまで回復することを目標とする。

フィルタには、フィルタリングの目的によってさまざまなものがある。ここで目標としていることは画質の改善であるから、異方性の少ない等方的なフィルタとする。そのため、注目画素（デジタルフィルタの中心セルの対応する画素）からの距離を基本に設計する。フィルタの中心セルを n_0 とし、 n_0 の第1近接セルを n_1 、第2近接セルを n_2 、以下第 k (k は任意の整数) 隣接セルを

			n_6			
	n_5	n_4	n_3	n_4	n_5	
	n_4	n_2	n_1	n_2	n_4	
n_6	n_3	n_1	n_0	n_1	n_3	n_6
	n_4	n_2	n_1	n_2	n_4	
	n_5	n_4	n_3	n_4	n_5	
			n_6			

図 1. 2次元フィルタにおける近傍セル

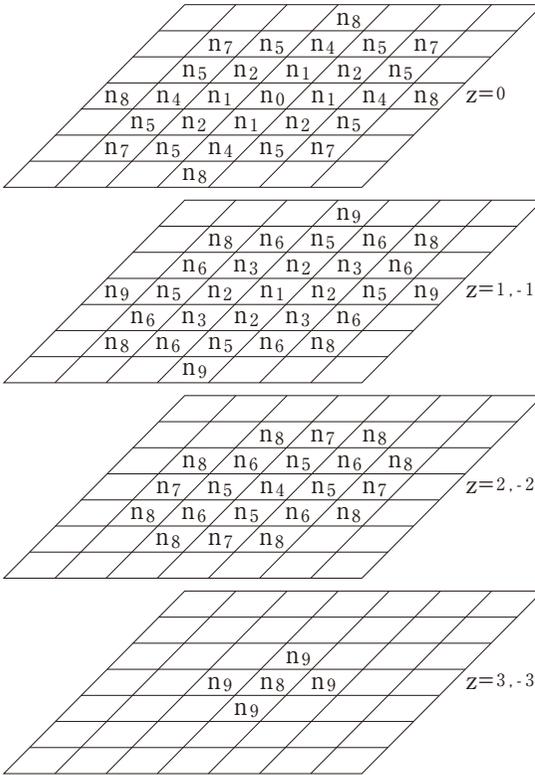


図 2. 3次元フィルタにおける近傍セル

n_k とする。 $k=6$ の2次元フィルタを図1に示す。図1のように、中心セル位置を原点とする座標表現とすると、 n_0 は(0,0)、 n_1 は(±1,0)、(0,±1)の4個のセルに対応し、以下、 n_2 は(±1,±1)の4個、 n_3 は(±2,0)、(0,±2)の4個に対応する。

続いて、 $k=9$ の3次元フィルタを図2に示す。同様に、 n_0 を(0,0,0)として、 n_1 は(±1,0,0)、(0,±1,0)、(0,0,±1)の6個のセルに対応し、以下、 n_2 は(0,±1,±1)、(±1,0,±1)、(±1,±1,0)の12個、 n_3 は(±1,±1,±1)の8個、 n_4 は(±2,0,0)、(0,±2,0)、(0,0,±2)の6個に対応する。2次元フィル

タにおける n_3 は、3次元フィルタの n_4 に対応している。フィルタのサイズは、中心セルからの近接数 k で表すこととする。たとえば、あるフィルタのサイズが $k=4$ であるとは、第4近接セルまでのセルでフィルタを構成することを意味する。

次章では、3次元フィルタの効果を検討するため、2次元フィルタによる結果と比較する。2次元フィルタは、3次元フィルタで用いた $n_0 - n_k$ を、図2に当てはめたものを使用した。

Low-Dose CT画像の極めて高いノイズレベルを相対的に逓減するため、まず、平滑化フィルタを適用する。臨床における診断の際にはある程度のリアルタイム性も要求されるが、3次元の画像処理は2次元の場合と比べると処理時間が長くなるため、なるべく簡単な処理であることが望ましい。そのため、平滑化フィルタとして、移動平均フィルタとメディアンフィルタを使用し、その効果を分析した。次に、平滑化された画像に対して強調フィルタとしての性格をもつリカレントフィルタを適用し、視認の向上をはかった。

3次元移動平均フィルタは重み付き移動平均フィルタとする。中心セル n_0 の重みを w_0 、第1近接セル n_1 の重みを w_1 、以下、第 k 近接セルの重みを w_k とする。フィルタのサイズが K の場合は、 $k > K$ について $w_k = 0$ である。このフィルタを用いてフィルタリングすると、中心セルに対応する画素 p の値は、各セル位置 i に対応する画素値を p_i とすると、

$$p = \frac{\sum_i w_i p_i}{\sum_i w_i} \quad (1)$$

となる。セル位置 i は、 $i = (a, b, c)$ とすると、 $a, b, c = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ である。 w_i はセル位置 i におけるフィルタのセルに割り当てた重み(i が第 k 隣接セル位置ならば w_k)である。

3次元メディアンフィルタは、フィルタサイズを K とすると、第 K 隣接セル以内のセルに対応する画素値について、その中央値を中心セルに対応する画素値 p とする。

リカレントフィルタは、相互結合型のニューロネットワークであるリカレントネットワーク(Recurrent Neural Networks)をモデル化したフィルタである。視覚を2次元的に配置した

ニューロセルでモデル化し、相互結合型のネットワークとしてニューロセル間を結合する。各ニューロセルは入力刺激に応じた応答をするが、結合を通して相互に影響し合う。隣接ニューロセル間を互いに負の結合係数で結合する側抑制的リカレントネットワークとすると、ニューロセルの応答が、入力強度の空間的パターンで大きく変化する境界を強調したものとなる。この効果を画像のフィルタ設計に持ち込んで、デジタルフィルタとしたものがリカレントフィルタである⁶⁾。リカレントフィルタでは、中心セルに対してその近

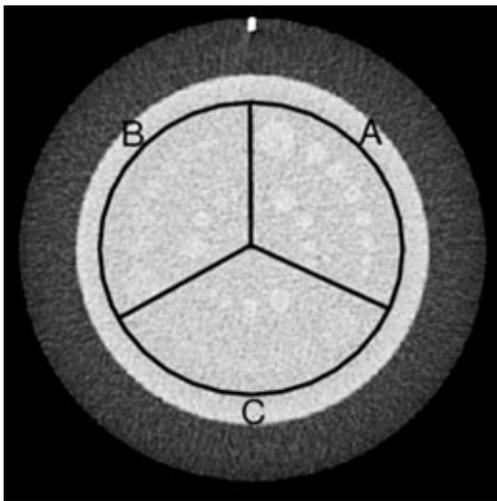
傍セルが抑制的に働くように第 k 近接セルの重み w_k を設定する。処理的には単純な方法ではあるが、短時間かつ効果的に強調処理を行うことができる⁶⁾。このリカレントフィルタは2次元フィルタであるが、これを3次元に拡張して利用する。

3. シミュレーション実験

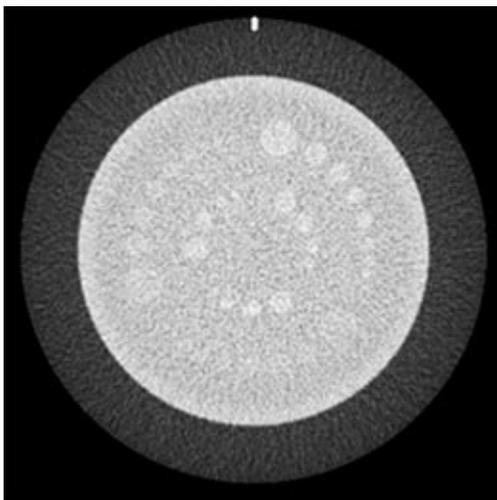
3.1 対象画像

シミュレーション実験の処理対象として、腫瘍ファントムを3次元CT画像をMDCTで撮影した画像を用いた。図3に例を示す。

図3(a)がNormal-Dose CT画像(150mAs)、同図(b)がLow-Dose CT画像(50mAs)である。同図では、コントラストの強調と処理対象部分の拡大を行っている。腫瘍ファントムは、 z 軸方向に並行に円柱体を腫瘍モデルとして複数個埋め込んだものである。円柱体は、異なる3種の吸収率のものが、画像の中央に近い部分に4種のサイズ(直径9.0mm-3.0mm、高さ50mm)、周辺部分に9種のサイズ(直径15.0mm-2.0mm、高さ42.0mm)で配置されている。円柱体の配置については、図3において、もっとも吸収率の高い円柱体は右方上部の1/3(領域A)に、中程度の吸収率の円柱体は左方上部の1/3(領域B)に、もっとも吸収率の低い円柱体は下方の1/3の範囲(領域C)に配置されている。撮影した画像は66スライスからなり、各スライスの画像サイズは 512×512 ピクセルである。xy面内の1ピクセルは $0.625\text{mm} \times 0.625\text{mm}$ 、スライス間隔も 0.625mm である。



(a) Normal-Dose 画像

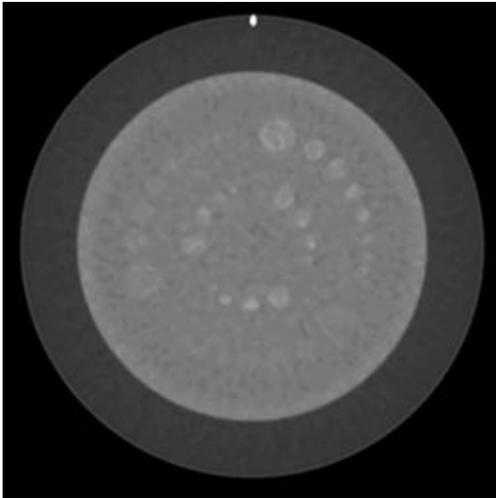


(b) Low-Dose 画像 (50 mAs)

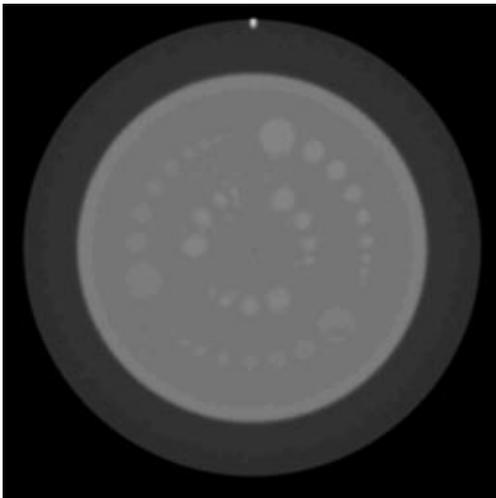
図3. Normal-Dose と Low-Dose 画像

3.2 3次元フィルタの効果

3次元フィルタと、それぞれに対応する2次元フィルタを、Low-Dose CT画像に適用した結果を図4に示す。移動平均フィルタ、メデイアンフィルタ、リカレントフィルタの順に適用した。移動平均フィルタは、 $k = 4$ 、 $w_0 = 0.165$ 、 $w_1 = 0.062$ 、 $w_2 = 0.025$ 、 $w_3 = 0.016$ 、 $w_4 = 0.005$ 、リカレントフィルタは、 $k = 9$ 、 $w_0 = 1.25$ 、 $w_1 = 0.15$ 、 $w_2 = 0.015$ 、 $w_3 = -0.02$ 、 $w_4 = 0.06$ 、 $w_5 = -0.25$ 、 $w_6 = -0.01$ 、 $w_7 = 0.02$ 、 $w_8 = 0.06$ 、 $w_9 = 0.01$ というパラメータで適用した。図4の(a)と(b)を比



(a) 2次元フィルタによる処理結果



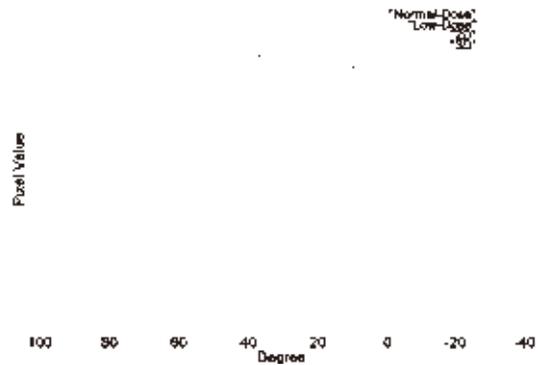
(b) 3次元フィルタによる処理結果

図4. 同一フィルタの2次元と3次元の比較

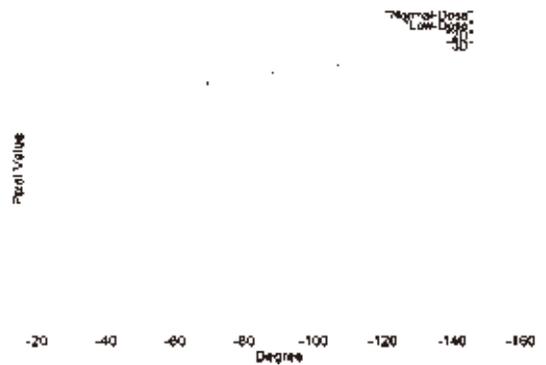
較すると、2次元フィルタリングの結果に比べて3次元フィルタリングの結果は、腫瘍モデルがかなり認識しやすくなっているのが分かる。領域A（吸収率の高い腫瘍モデルの領域）では、3次元フィルタリングでも2次元フィルタリングにおいても、かなり視認性が良いが、外側の最小の大きさの腫瘍モデルは、2次元フィルタリングではやや認識しにくくなっている。領域B（吸収率が中程度の腫瘍モデル領域）でも同様の傾向があり、2次元フィルタリングでは、外側の小さい腫瘍モデルの視認性がやや悪い傾向があるが、3次元

フィルタリングでは Normal-Dose CT 画像と同程度の視認性が認められる。ところで、領域C（吸収率が最小の腫瘍モデルの領域）では、Normal-Dose CT 画像でも外側の小さい腫瘍モデルを認識するのはかなり厳しい状況である。2次元フィルタリングの結果では内側の部分でも小さい腫瘍は視認性が悪い。3次元フィルタリングでは、内側の部分ではすべて視認できる。3次元フィルタリングでは、外側の部分でも、最小の腫瘍モデルもなんとか視認できる程度であり、Normal-Dose CT 画像と遜色ないか、あるいはそれ以上の視認性を有している。

この状況をより詳細に確認するため、MDCT 画像の1スライス画像において、中心から半径41ピクセル（内側の腫瘍モデルの中心）、および、80ピクセル近傍（外側の腫瘍モデルの中心）を通る円状の線に沿って、画素値の変化の様子を確認した。その様子を図5に示す。



(a) 領域A（外側）



(b) 領域C（外側）

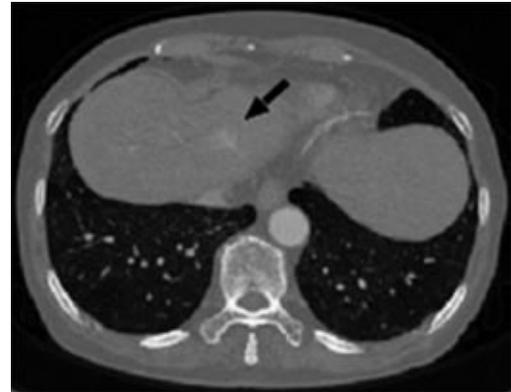
図5. 腫瘍モデルに沿った画素値の変化

図5(a)は領域Aの外側領域、(b)は領域Cの外側領域である。図の横軸は中心からみた角度である。図の最上部の線は Normal-Dose CT 画像のあるスライス位置のもので、次の線は Low-dose CT 画像の同じスライス位置のもの、3番目の線は Low-Dose CT 画像に2次元フィルタリングを適用した結果の同じスライス位置のもの、一番下の線は同様に3次元フィルタリングを適用したものについて、円上の位置にあるピクセルの画素値の様子を示している。

図5(a)から分かるように、Normal-Dose CT 画像でもピクセルレベルで見るとかなり大きなノイズレベルになっているが、図3を見ると、画像としてはこれでもかなり高い視認性があることが分かる。また、Low-Dose CT 画像を3次元フィルタリングまたは、2次元フィルタリングしたものでは、腫瘍モデルが強調されているのが分かる。しかし、2次元フィルタリングでは、図4(a)のようにノイズレベルが高いため、視認性はあまり良くなっていない。領域Cの外側の領域では、Normal-Dose CT 画像においても腫瘍モデルをほぼ視認できないが、図4(b)で分かるように、フィルタリングした画像では腫瘍モデルが強調されている。2次元フィルタリングの方が良い結果に見えるが、やはりノイズのためにほとんど視認性は良くなっていない。しかし、3次元フィルタリングにおいては、ノイズレベルも小さくなっていて、腫瘍モデルがはっきりと視認できるほどに画質が改善されている。

3.3 臨床画像のシミュレーション画像

臨床画像について、3次元フィルタリングの効果を検討した。対象とした画像は、MDCTによる腹部のNormal-Dose CT 画像である。Low-Dose CT 画像は、Normal-Dose CT 画像にノイズを加えて構成したSimulated Low-Dose CT 画像である。これは CT 画像診断の評価実験において標準的に使用される手法である。Simulated Low-Dose CT 画像は、Normal-Dose CT 画像の線量に比して、80%、60%、40%、20%の線量のものを用意した(ここではこれらを、それぞれ、80% Dose 画像などと呼ぶ)。図6(a)に、例とし



(a) Normal Dose



(b) 20% Dose

図6. Simulated Low-Dose 3D スライス画像例

て Normal-Dose CT 画像と 20% Dose 画像の、あるスライス画像を示す。

一画素のサイズは腫瘍ファントムに対するものと同じで、 $0.625\text{mm} \times 0.625\text{mm}$ 、スライス間隔も 0.625mm である。図6(a)で肝部分に腫瘍が認められる(矢印の位置)。また、その他の白い小さい点が血管である。Normal-Dose CT 画像から線量が少なくなるに従い、腫瘍や血管の視認性は線量が低下するに従って悪くなり、図6(b)の 20% Dose 画像では、かなりノイズが多くなっている。腫瘍は確認できるが、診断上は腫瘍のサイズも重要となるため、このままだと診断に支障をきたす。また、血管はノイズによりかなり識別しづらくなっている。

このような Simulated Low-Dose CT 画像に対して、3次元平滑化フィルタ(重み付き移動平

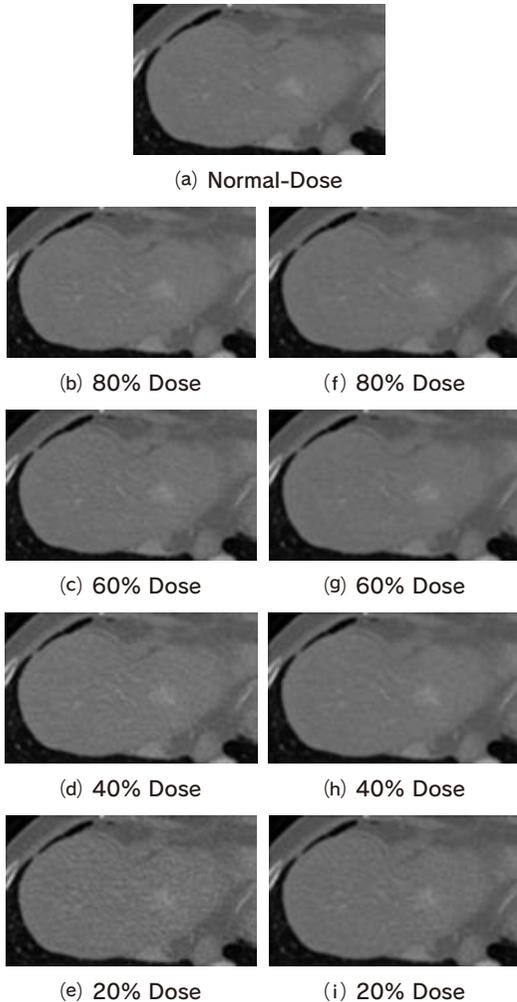


図7. Simulated Low-Dose CT 画像における処理前(左)と処理後(右)の比較

均フィルタ)を適用し、3次元リカレントフィルタによる視認性向上について検討した。リカレントフィルタは、 $k = 5$ 、 $w_0 = 1.5$ 、 $w_1 = -0.075$ 、 $w_2 = 0.01$ 、 $w_3 = -0.02$ 、 $w_4 = -0.005$ 、 $w_5 = -0.005$ というパラメータで適用した。

臨床画像においては、リカレントフィルタで強調をしすぎると、かえって診断時に不自然な印象を与えるため、平滑化フィルタリングを行った後、3次元リカレントフィルタを弱めに設定した上で2度適用した。処理前および3次元フィルタリング後の図6と同じスライス位置の画像を拡大したものを、図7に示す。

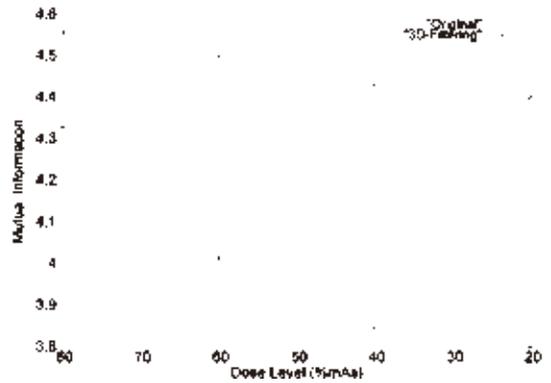


図8. 相互情報量による評価

図7(a)は Normal Dose の処理前の画像である。また、(b)-(e)がそれぞれ 80%-20% Dose の処理前の画像、(f)-(i)がそれぞれ 80%-20% Dose の3Dフィルタリング後の画像である。図7(b)-(e)と(f)-(i)を比較すると、40% Dose 画像でも、Normal-Dose CT画像と比べて遜色ない程度の視認性をもっていることが分かる。20% Dose 画像の場合、処理前の(e)で腫瘍の形状が崩れているが、処理後の(i)でも腫瘍の視認性が回復できていないことが分かる。

また、平滑化フィルタリングが画像に与える影響がどの程度のものであるかを見るために、フィルタリングによる相互情報量の線量依存性を調べた。Normal-Dose 画像と、フィルタリング処理前後の 80%-20% Dose 画像間の図7の領域における相互情報量を求めた。この相互情報量は、フィルタリング処理によって付加された情報量に対応しており、フィルタリングの処理効果を反映している。図8に、この相互情報量の線量依存性を示す。

図から分かるように、3次元フィルタリング処理結果は情報量付加がかなり大きく、20% Dose 画像においても 80% Dose 画像以上の相互情報量となっている。

4. 考察とまとめ

MDCT のような3次元画像の画質改善には、3次元的な特徴をもつ3次元フィルタリングが効果的であることが確認できた。高いノイズレベル

の画像では、2次元フィルタリングだけではノイズを除去するのが困難であったが、3次元フィルタリングではノイズレベルの高い画像でもノイズ遁減に効果があった。特に、CT画像では画像再構成アルゴリズムに起因するアーチファクトがあり、Low-Dose CT画像ではノイズレベルを高めるが、そのようなアーチファクトはxy面内とz軸方向とで異なった特徴となっているため、z軸方向の相関を利用することで、さらなるノイズ遁減効果をもたらしたと思われる。

腫瘍ファントムでは、腫瘍モデルの円柱体はxy断面におけるサイズに比してz方向のサイズはかなり大きい。腫瘍ファントムのLow-Dose CT画像で、円柱体の像が存在するスライス画像をすべてピクセルごとに加えて単純に平均した画像を構成すると、円柱体はかなり明瞭に視認できる。このことは、Low-Dose CT画像において、ノイズのz方向の相関が弱いということを意味しており、3次元フィルタリングの有効性を示唆している。臨床画像では2-3mm程度の径の腫瘍を認識する必要がある。Simulated Low-Doseではあるが、40% Dose画像においても十分に視認性が回復できたため、本手法を用いれば、通常の半分以下のLow-Dose画像で診断が行える可能性がある。

本論文で用いた3次元フィルタは、系統的な評価実験によって最適化したものではないし、他のさまざまなフィルタの効果と十分な比較をした結果ではない。今後の課題として、まず、重み付き移動平均フィルタおよびメディアンフィルタについて、そのフィルタサイズや重みについて最適化する、あるいは、最適化する方法を検討する必要がある。また、強調フィルタとして提案したリカレントフィルタについても、過度な強調はかえって医師による視認判断を誤らせる可能性があり、より最適な重みの配置方法を設計する必要がある。

本論文では、フィルタリング効果の評価は基本的には目視によって行なった。提案手法を実用的な域に高めるためには、臨床的な評価実験が必要である。3次元平滑化フィルタの効果、リカレントフィルタの強調効果、および、それらの線量依存性を評価する必要がある。とりわけ、本論文で提案している手法をLow-Dose CT画像による画像診断に活かすためには、線量依存性の解析が欠かせないと考えられる。

参考文献

- 1) Mannudeep K. Kalra, Michael M. Maher, Michael A. Blake, et. al: Detection and Characterization of Lesions on Low-Radiation-Dose Abdominal CT images Postprocessed with Noise Reduction Filters: Radiology Vol. 232 No. 3: 791-797, 2004
- 2) Johannes Wessling, Johannes Wessling, Rainer Raupach, et. al: The effect of dose reduction and feasibility of edge-preserving noise reduction on the detection of liver lesions using MSCT: European Radiology Vol.17 No 7: 1885-1891, 2007
- 3) Miwa Okumura, Takamasa Ota, Shinsuke Tsukagoshi, et. al: New Method of Evaluating Edge-preserving Adaptive Filters for Computed Tomography(CT) : Digital Phantom Method: 日本放射線技術学会雑誌: 971-978, 2006
- 4) Jayaram K. Udupa, Gabor T. Herman: 3D Imaging in Medicine: 2000
- 5) Akasaka.S, Osaka.T, Hasegawa.H: Effects of 3D median filter for visualization of 3D-reconstructed data in electron tomography: KOBUNSHI RONBUNSHU Vol.62 No.10: 514-518, 2005
- 6) 韓 旭, 白井 治彦, 高橋 勇, 他: リカレントネットワークフィルタによる局所移動補正 DSA 画像の画質改善: FIT2005 第4回情報科学技術フォーラム 一般講演論文集第2分冊: H-026, 2005