

## 研究論文

## CTによる肺がん診断支援システムのための

## 画像前処理法の定量評価

川尻 傑<sup>1</sup>, 水野 慎士<sup>2</sup>, 滝沢 穂高<sup>3</sup>, 山本 眞司<sup>4</sup>,  
梅田 諭<sup>5</sup>, 松本 徹<sup>5</sup>, 飯沼 武<sup>5</sup>, 舘野 之男<sup>5</sup>

## 要旨

異常陰影の検出精度を向上させるため、肺がんコンピュータ診断支援 (CAD)システムに導入した前処理について、候補検出に有効なパラメータを評価するとともに、疑似陰影の検出性能を調べた。我々の開発している肺がんCADは、異常陰影の検出精度を向上させ、施設によって異なる画像特性を補正するため、画像前処理を導入している。前処理はノイズ除去 (メディアンフィルタ) とコントラスト強調 (トップハットフィルタ) で構成される。特に、後者は背景成分の除去と孤立性陰影の強調のため行う。しかし、我々のCADで使われている前処理のパラメータは、経験的に決めたものである。過去の実験から、メディアンフィルタ、トップハットフィルタの順で前処理を実行するのが効果的であることが示唆されたが、検証は不十分であった。以上をより詳細に調べ、候補検出に最適な前処理パラメータを定量的に評価するため、疑似陰影の検出性能を調べた。その結果、疑似陰影の種類に対し適切なサイズのフィルタによる前処理を導入したことで、疑似陰影の検出性能は向上することがわかった。

キーワード：胸部 X 線 CT, 肺がん, コンピュータ診断支援 (CAD), 画像前処理, 検出性能

## 1. はじめに

肺がんによる死亡者数は、平成 10(1998)年度には 50867 人だったが、平成 17(2005)年度には 62063 人 (厚生労働省調べ) と増加している。この傾向に歯止めをかけるには、肺がんの早期発見・早期治療が重要である。

胸部 X 線 CT を用いた肺がんの診断は、従来の単純 X 線像による診断と比較し、初期に見られる淡くて小さい陰影の検出率が向上するため[舘野 90][飯沼 92], 肺がんの早期発見に有効である[Henschke99]。しかし、CT から生成される画像の枚数は単純 X 線像の 1 枚に対し数十から数百枚となるため、医師の読影および診断の負担は増加する。これを軽減することを目的に、我々はセカンド・オピニオンを提供する、胸部 X 線 CT を用いた肺がんコンピュータ診断支援 (computer-aided diagnosis, 以下 CAD)システムを研究している[山本 93]。

我々の CAD は、CT 画像からがんの疑いがある異常陰影を可変 N-Quoit フィルタ (Variable New-Quoit Filter, 以下 VNQ) により検出し、医師に呈示する。一般に、候補陰影には true-positive (以下 TP),

false-positive (以下 FP) があり、また異常陰影を見落とす false-negative (以下 FN) がある。CAD を実用的なものにするためには FP 数と FN 数を減らしたいが、実際は FP が多数あり、FN も存在する。FP の原因の 1 つは VNQ が高周波ノイズに対して過剰に反応すること、FN の原因の 1 つは背景に埋もれた異常陰影の検出が VNQ では困難なことである。

一方、CT を用いた CAD を複数の施設 (病院) で利用する場合、CT の機種、撮影条件 (線量など)、画像再構成関数 (カーネル) などの違いを考慮すべきである。その理由は、これらの違いがノイズ (非信号成分) やコントラストなど画像特性の違いとなって現れ[藤田 03], 結果として CAD の性能に大きな影響を及ぼす恐れがあるからである。

我々は、以上の問題を解決するために、入力画像を前処理する仕組みを CAD に導入した[川尻 04]。本論文では、候補検出前の前処理において、異常陰影の検出に最適な前処理のパラメータを定量的に評価する。そのために、様々な濃度やサイズの疑似陰影を胸部 X 線 CT 画像に合成した画像を生成し、前処理を適用後、異常陰影の検出を試みる。そして、異常陰影から疑似陰影の検出率を調べ、決められた検出率における検出限界曲線を描く。検出限界曲線を調べることで、画像前処理が異常陰影を検出するフィルタの性能向上に貢献する度合いを定量的に測定する手法を提案する。

## 2. 従来の CAD の概要と問題点

## 1) 概要

以前の我々の CAD[滝沢 01]は、入力画像に対し、ノイズ除去などの前処理を実行せず、濃度重み付き距離変換 (Gray-weighted Distance Transform, 以下

1 岐阜大学大学院医学系研究科

〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

2 豊橋技術科学大学

〒441-8580 愛知県豊橋市天伯町雲雀ヶ丘 1-1

3 筑波大学大学院システム情報工学研究科

4 中京大学情報理工学部

5 放射線医学総合研究所

投稿受付：2006 年 10 月 21 日

最終稿受付：2007 年 1 月 31 日

採用決定日：2007 年 3 月 19 日

GWDT)[鳥脇 77]を実行後, Quoit フィルタ[磯辺 93]を改良した可変 N-Quoit フィルタ (Variable New-Quoit Filter, 以下 VNQ) [三輪 99]を適用し, 異常陰影の関心領域(Region of Interest, 以下 ROI) 抽出を行っていた.

しかし, この方法はある施設のデータでは有効だったが, 他の施設データでは問題が生じた. 例えば, 撮影条件や機種の違いなどから生じる画質の違いなどが原因で, 異常陰影を見落とすことである. 特に, 画質の違いによる見落としは, 将来我々の CAD を複数の施設で運用する上で問題である. また, 高周波ノイズに対して VNQ が過剰に反応することや, 背景(低周波ノイズ)に埋もれた異常陰影にも対処しきれていない.

そこで, これらの問題点を解決する改良を加えた我々の CAD を文献[川尻 04]で提案した. 文献[川尻 04]で提案した CAD の構成を, Fig. 1に示す. まず, 異常候補の検出精度低下を抑制し, FP の削減を図るため, 前処理(Fig. 1中の Image Preprocessing1 および 2)を行う. 前処理により, 画像から高周波ノイズと低周波ノイズを除去し, コントラストを向上させることで, 画像特性を補正する. 前処理は 2 系統があり, いずれも最初に画像のエッジを残しつつ高周波ノイズを除去するメディアンフィルタを実行し, 次に低周波ノイズを除去するトップハット(Tophat) フィルタを実行する. 最初にメディアンフィルタを実行した理由は, トップハットフィルタを先に実行すると, メディアンフィルタの高周波ノイズ除去効果が下がると考えたからである. Image Preprocessing1 は異常陰影の検出感度を高めるための処理で, Image Preprocessing2 は異常陰影を形状などの特徴の計算により偽陽性候補を削除して, 特異度を高めるための処理である.

次に, GWDT と VNQ を順に適用し, ROI 抽出を行う(Fig. 1の ROI Detection). しかし, この段階で抽出される ROI は, 患者一人あたり数百箇所以上と多く, そのほとんどは FP である. 医師の読影にかかる負担を軽減するには, 可能な限り FP を削減することが必要である.

そこで, 数百箇所以上ある FP を, 正常候補と異常候補に識別・分類し, FP を削減する(Fig. 1の Feature analysis and Nodule discrimination). 識別の処理は, 異常陰影候補の特徴量を計算した結果を基に自動でクラスタリングする手法[原田 05], 疑似陰影および血管モデルとのテンプレートマッチングを行う方法[Takizawa04], 部分空間法により識別する方法[Fukano05]などを組み合わせている.

胸部 CT 画像は,  $512 \times 512$ [pixel], スライス厚 10[mm], 解像度は  $0.6$ [mm] $\times$  $0.6$ [mm], 管電圧 120[kV], 管電流は 25[mA]から 50[mA]の範囲を想定している. 1 症例は上記の条件でスキャンした胸部 CT 画像約 30 枚である.

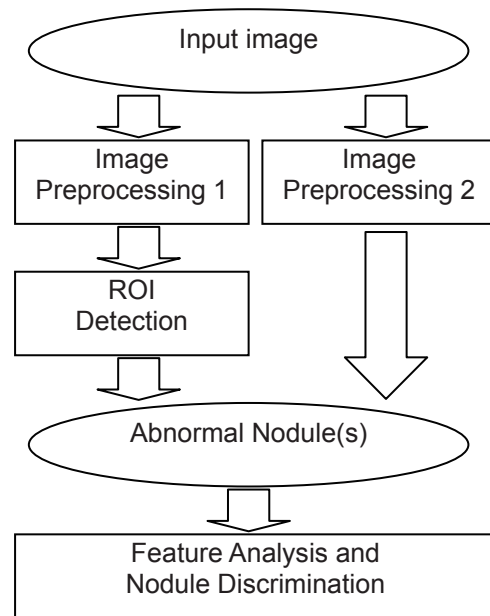


Fig. 1 The flow chart of our CAD system. “Image Preprocessing1” and “Image Preprocessing2” are used for accuracy improvement in “ROI Detection” and “Feature analysis and Nodule discrimination,” respectively. “ROI Detection” consists of GWDT and VNQ.

## 2) 問題点

文献[川尻 04]で提案した CAD の問題点は, 前処理に用いたメディアンフィルタとトップハットフィルタのパラメータを経験的に決定したことである. 前処理は CAD 全体の処理に大きく影響するため, 適切なパラメータの決定が必要である.

本論文では, 前処理のうち可変 N-Quoit フィルタによる候補検出用 (Fig. 1の Image Preprocessing 1) に限定し, 最適な前処理を決定する. また, 検出すべき病巣陰影サイズは直径 5[mm]以上 20[mm]以下 [川尻 04]としていたが, 本論文では直径 20[mm]を超える病巣も検出対象として, 直径 5[mm]以上 30[mm]以下の病巣検出を評価する.

## 3. 疑似陰影を用いた CAD の性能評価

### 1) 疑似陰影の目的と概要

画像特性の変化に対する CAD の検出精度の変動を定量的に評価するために, 様々な形状, 濃度, 大きさを持つ肺がんサンプル陰影を網羅的に収集することは難しい. この問題を解決するために, 疑似陰影を用いることにした. がんの形状と濃度について,

- CT 画像において丸い形状が多い
- 中心部ほど濃度が高い
- 大きながんは複数スライスにまたがる
- 中心スライスの前後は中心スライスより小さくかつ淡く映ることが多い

と言う観察結果をもとに, 疑似陰影は球形の立体モデルとみなし, その断面を利用することにした.

疑似陰影の概念を導入している研究は[Raffy04]などもあるが, 我々は前処理のパラメータと異常陰影

の検出性能の関係を容易に導出するため, [Raffy04]よりも単純な形状とした。

実験では, 前処理パラメータを変化させながら, CT画像に1つ合成された様々なサイズや濃度の疑似陰影の検出を行い, 検出性能(精度)を定量的に評価する。

## 2) 疑似陰影の形状とパラメータ

形状は円形(3次元形状は球)で, パラメータはX線減弱率 $\rho$  [1/mm]と直径 $d$  [mm]の2つである。これらのパラメータを変化させることによって, 充実性陰影からすりガラス状陰影まで, 様々な異常陰影を表現する。スライス厚を $T$  [mm]とすると, 中心が $O=(0, 0, 0)$ である疑似陰影の濃度 $n(x, y, z)$  [HU]は,

$$D = (d/2)^2 - x^2 - y^2$$

$$S = |Tz - \sqrt{D}|$$

$$n(x, y, z) = \begin{cases} 0, & S > T/2 \text{ or } D < 0 \\ 2\rho S, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

で決まる。

また, 疑似陰影はVNQの性質[磯辺93][三輪99]上, 高い出力が得られることが理論的に示されている。そのため, 疑似陰影の検出は容易となる。

### a) 直径 $d$ の設定

直径 $d$ は我々のCADの検出性能を考慮し, 5[mm]から30[mm]までとした。刻み幅は $5[\text{mm}] \leq d < 10[\text{mm}]$ では1[mm]間隔,  $10[\text{mm}] \leq d < 20[\text{mm}]$ では2[mm]間隔,  $20[\text{mm}] \leq d \leq 30[\text{mm}]$ では2.5[mm]間隔とした。

### b) X線減弱率 $\rho$ の設定

X線減弱率の係数 $\rho$ は,  $10[\text{mm}] \leq \rho \leq 70[\text{mm}]$ , 刻み幅を5[mm]とした。

疑似陰影の例をFig. 2に示す。Fig. 2のb.において, 画像は $d=10[\text{mm}]$ ,  $\rho=40[\text{mm}/\text{HU}]$ として生成したものである。また, Fig. 3にb.の3次元プロファイルと本物の肺がん(直径約10[mm], 中心部)とその周辺組織(血管など)の3次元プロファイルを示す。Fig. 3b.はもとのCT値[HU]に1000を加算している。Fig. 3aとFig. 3bはともに, ピクセル値が中心から徐々に減少していることがわかる。

## 3) 疑似陰影の発生位置

各スライスにおけるがん発生位置の頻度(frequency)と肺野の断面積の関係を調べた結果, Fig. 4のように肺の断面積に比例してがんの発生頻度も増加しており, 断面積に対してほぼ一様分布であることがわかった。

以上の結果を基に, 疑似陰影モデルの発生位置は, 一様分布の乱数を用い, パラメータ( $d, \rho$ )ごとに肺野内部からランダムに18箇所選んだ。ただし, 肺血管や気管支などの正常な人体構造上に陰影が存在する確率や, パラメータ( $d, \rho$ )の実際の分布に関しては, サンプルが少なく, かつ実際の陰影の濃度やサイズの特長が困難であるため, 考慮していない。また, 選んだ18箇所は全ての前処理パラメータで共通に使う。その18箇所の分布をFig. 5に示す。

## 4) 疑似陰影の合成方法

正常な(肺がんの疑いがある陰影が認められな

った)被験者のCT画像1症例(再構成関数1種類, 撮影条件1種類)に, 疑似陰影の画像情報を加算して合成した。スライスの厚さは10[mm]なので, 疑似陰影の直径 $d$ について,  $10[\text{mm}] < d \leq 20[\text{mm}]$ では発生位置を中心に前後1スライス,  $20[\text{mm}] < d \leq 30[\text{mm}]$ では前後2スライスにまたがる。加算した理由は, 疑似陰影と背景との境界(エッジ)が過度に明瞭になることを避けるためである。

直径 $d=10[\text{mm}]$ , 濃度 $\rho=15[\text{mm}]$ の疑似陰影を合成した画像をFig. 6に示す。

## 4. 実験条件

3の条件に従って疑似陰影を1症例1つ合成した画像においてVNQを適用し, あるROIにおける最大出力を $Q_o$ , しきい値を $Q_t$ とする。 $Q_o \geq Q_t$ の場合には異常,  $Q_o < Q_t$ ならば正常と見なし, 異常と見なされた陰影の中の疑似陰影と正常陰影の数をそれぞれ計測することで, FP数 $F_p$ とTP比 $T_p$ を求め, 検出精度の評価を行う。

### 1) 評価の目的と基準

$T_p$ と $F_p$ は, 疑似陰影の種類, 前処理のパラメータ, VNQ出力しきい値 $Q_t$ の関係によって大きく変動する。そこで, Fig. 7に示すように縦軸に疑似陰影のX線減弱率 $\rho$  [1/mm], 横軸に直径 $d$  [mm]をとり,  $F_p$ が目標値 $F_t$ となるように $Q_t$ を設定する。そして,  $T_p$ が目標のTP比 $T_t$ 以上となる疑似陰影のパラメータの境界を囲む領域を曲線グラフで表すことで, CADが検出可能な疑似陰影の濃度とサイズの限界を示し, 同一条件下での検出性能を比較する。この曲線を, 本論文では検出限界曲線(Detection-possible Line)と呼ぶ。

一方, 検出可能な疑似陰影のパラメータを含む領域(の灰色部)を検出可能領域(Detection-possible Area), 含まない領域を検出不可能領域(Detection-impossible Area)とする。検出可能領域が広い, もしくは検出不可能領域が狭いほど, より多くの陰影を検出できたことを表す。

本実験において,  $F_t$ は過去のCADの性能[Yamamoto03]に基づき, その後の処理でFPを削減することを考え, 15[個/slice]に設定した。また,  $T_t$ は0.9とした。

### 2) 実験における前処理のパラメータ

#### a) メディアンフィルタ

メディアンフィルタのフィルタサイズは $3 \times 3, 5 \times 5, 7 \times 7$ とした。

#### b) トップハットフィルタ

トップハットフィルタのフィルタサイズは $17 \times 17, 33 \times 33, 49 \times 49$ とした。これらは, 一辺がそれぞれ10[mm], 20[mm], 30[mm]の正方形に相当し, その四角形に収まる陰影の検出に対応する。

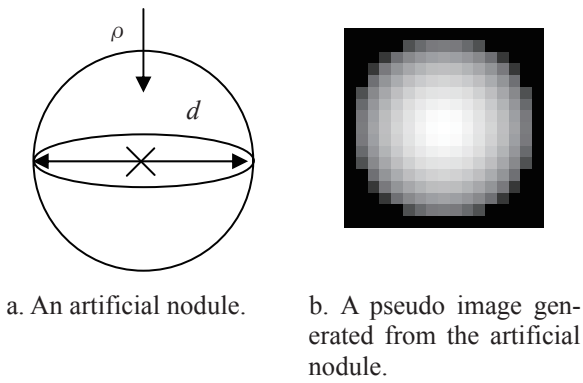


Fig. 2 An artificial nodule and pseudo image used for evaluation.

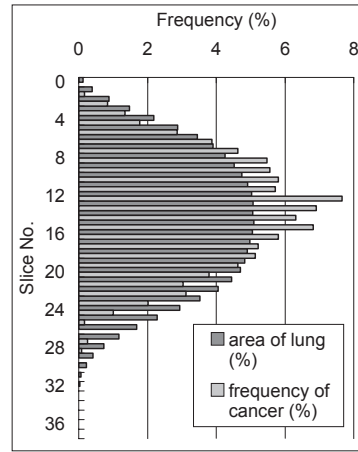
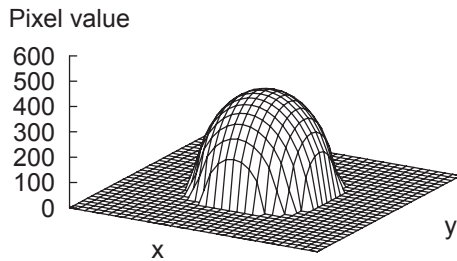
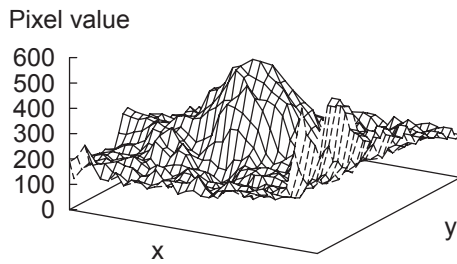


Fig. 4 Histograms of the areas of lungs and frequency of cancers.

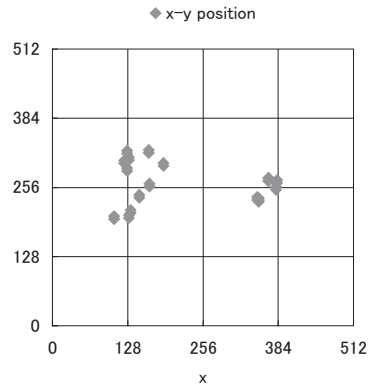


a. A profile of an artificial nodule model. ( $d=10$ [mm],  $\rho=40$ [HU])

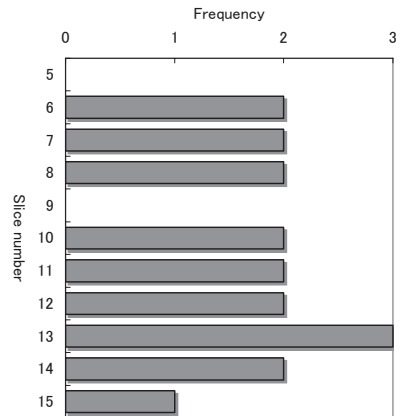


b. A profile of a true nodule and its surrounding area (pixel values are added 1000 to the original CT value [HU].)

Fig. 3 Profiles of an artificial nodule model and a true nodule.



a. Distributions of embedded position(x-y).



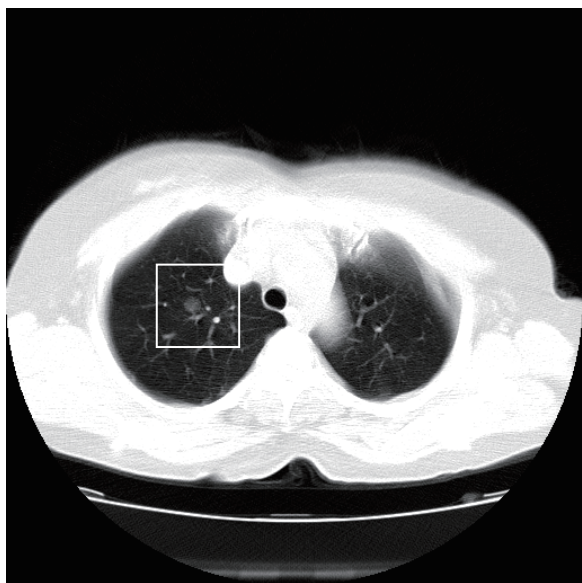
b. A histogram of embedded position (z: slice number.)

Fig. 5 Information of Embedded position of artificial nodules.

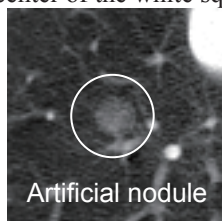
c) パラメータの組み合わせ

前処理パラメータの組み合わせは、メディアンフィルタ 3 通りに対し、それぞれトップハットフィルタ 3 通りを設定した、合計 9 通りとなる。なお、以後  $m=x$  は  $x \times x$  のフィルタサイズでメディアンフィルタを実行、 $t=y$  は  $y \times y$  のフィルタサイズでトップハットフィルタを実行することをそれぞれ表すもの

とする。



a. An artificial nodule synthesized with CT image(s) at the center of the white square.



b. Magnification of the area indicated by the white square (An artificial nodule is in the center of a white circle).

Fig. 6 Emulation of a nodule by a artificial image.

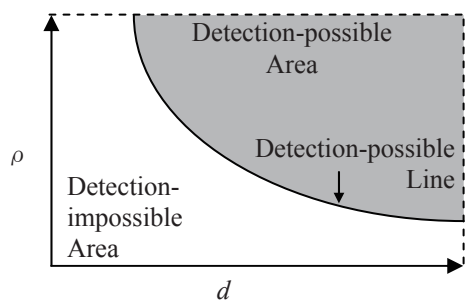


Fig. 7 The concept of the detection-possible line, the detection-possible area (indicated by shaded area), and detection-impossible area.

## 5. 実験結果

### 1) 検出限界曲線

4章の条件に従い、 $F_p=15$ [個/slice]の場合における検出限界曲線を描いた結果をFig. 8に示す。Fig. 8において、縦軸は疑似陰影の X 線減弱率  $\rho$  [mm]、横軸は直径  $d$  [mm]である。検出限界曲線は、a.から順にトップハットフィルタのサイズの昇順でまとめた。また、グラフの■のマークは  $m=3$ 、◆のマークは  $m=5$ 、▲のマークは  $m=9$  にそれぞれ対応している。なお、比較のために●のマークで前処理がな

い場合(without preprocessing)も示した。

### 2) 検出限界曲線下の面積

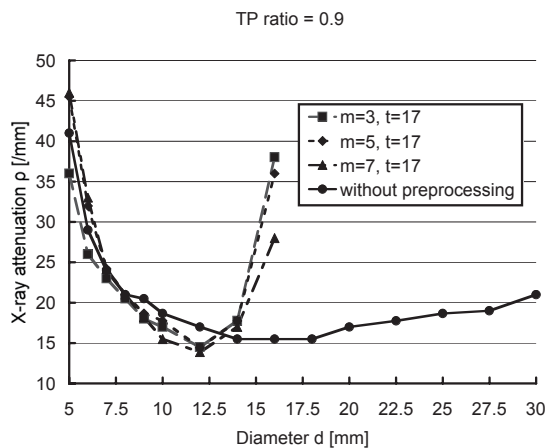
Fig. 8 における検出不可能領域の面積、前処理なしの場合を 1 とした面積比(Area Ratio)について、疑似陰影の直径が 5[mm]から 10[mm], 10[mm]から 20[mm], 20[mm]から 30[mm]の場合でまとめ、順に Table 1, Table 2, Table 3 に示す。なお、各前処理の結果において、検出限界曲線が途切れた箇所は面積を導出してない。Area Ratio が低いほど前処理が有効であることを表す。

## 6. 考察

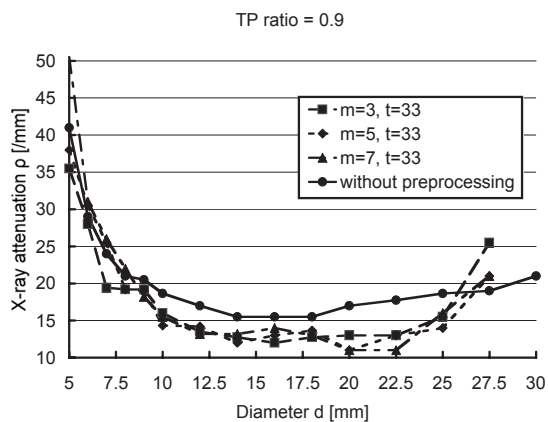
### 1) 前処理と検出限界曲線の関係

Fig. 8において、疑似陰影の最大検出サイズ(曲線の右端)と前処理パラメータの関係を見ると、トップハットフィルタのフィルタサイズが大きいくほど検出可能な疑似陰影の最大サイズが大きくなることがわかる。

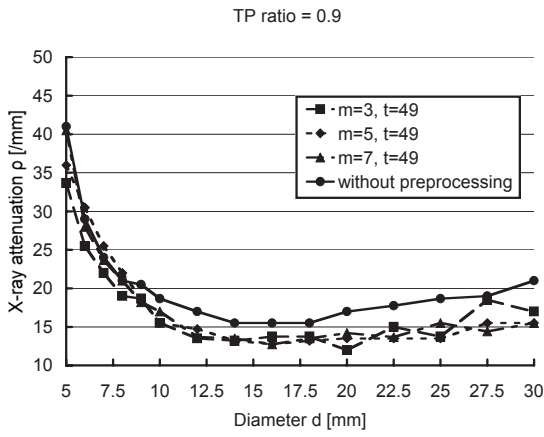
また、CAD の検出目標を直径 5[mm]以上 20[mm]以下の陰影とすると、Fig. 8a から  $t=33$  以上の前処理が必要なことがわかる。また、検出目標を直径 30[mm]以下とすると、Fig. 8c から  $t=49$  の前処理が必要なことがわかる。



a. Relationship on  $t=17$ .



b. Relationship on  $t=33$ .



c. Relationship on  $t=49$ .

**Fig. 8** Relationships between diameters and attenuation of artificial nodules on TP ratio = 0.9. “m” and “t” mean filter sizes of median filters and Tophat filters, respectively.

**Table 1** Values of detection-impossible areas on diameters between 5[mm] and 10[mm].

Preprocessing	Area	Area Ratio
without	73.3	1
$m=3, t=17$	64.0	0.86
$m=3, t=33$	61.6	0.83
$m=3, t=49$	59.8	0.80
$m=5, t=17$	77.5	1.04
$m=5, t=33$	70.4	0.95
$m=5, t=49$	72.4	0.97
$m=7, t=17$	77.2	1.04
$m=7, t=33$	80.2	1.08
$m=7, t=49$	69.6	0.94

**Table 2** Values of detection-impossible areas on diameters between 10[mm] and 20[mm].

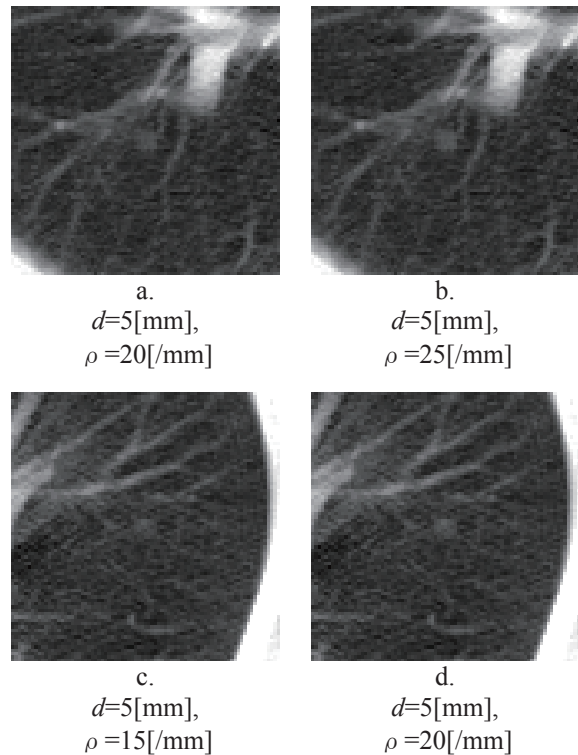
Preprocessing	Area	Area Ratio
without	62.3	1
$m=3, t=33$	31	0.49
$m=3, t=49$	35.9	0.57
$m=5, t=33$	31.1	0.50
$m=5, t=49$	36.7	0.59
$m=7, t=33$	33.3	0.53
$m=7, t=49$	38.1	0.61

**Table 3** Values of detection-impossible areas on diameters between 20[mm] and 30[mm].

Preprocessing	Area	Area Ratio
without	86.0	1
$m=3, t=49$	54.4	0.63
$m=5, t=49$	42.5	0.49
$m=7, t=49$	46.1	0.54

ここで、前処理パラメータが  $m=3, t=33$  で疑似陰影の直径が 5[mm]の場合における、検出の成功例と失敗例をFig. 9に示す。疑似陰影は画像の中心にある。それぞれの疑似陰影の違いは濃度と埋め込み位置で、aとbは血管に近く、cとdは遠い。また、aとcが異常検出に失敗し、bとdが成功したものである。Fig. 9より、aとbのように疑似陰影の周囲に血管などの組織が多く、かつ疑似陰影の濃度と周辺組織の濃度の差が小さい場合、VNQの出力が高くなり、検出に失敗したことがわかる。このように、検出に成功もしくは失敗した疑似陰影の例(Fig. 9)が示すように、疑似陰影の検出性能は埋め込み位置周囲の組織、特に血管の影響を強く受けることがわかった。

以上より、疑似陰影の検出対象が直径 12.5[mm]未満であれば、今回の実験で使用したどの前処理のパラメータも検出精度はほぼ同じであることがわかった。



**Fig. 9** Close-up images synthesized with an artificial nodule.

## 2) 検出不可能領域の面積

まず、疑似陰影の直径が 5[mm]から 10[mm]においては、前処理のパラメータが  $m=3$  の場合、前処理なしに対する検出不可能領域の面積比が 0.9 を下回ったことが、Table 1からわかる。一方で  $m>3$  の場合は  $m=3$  より面積比が下がることはなかった。以上から、直径の小さな疑似陰影には、前処理パラメータのうちメディアンフィルタのサイズ  $m$  を 3 にすると効果があるといえる。最も面積比が低いパラメータは  $m=3, t=49$  であった。

次に、疑似陰影の直径が 10[mm]から 20[mm]の場合、どの前処理も前処理なしより面積比を下回ることが、Table 2からわかる。最も面積比が低いのは  $m=3, t=33$  であったが、2 番目に低い  $m=5, t=33$  との差は 0.01 である。なお、疑似陰影の直径が 5[mm]から 20[mm]の場合でも、最も面積比が低いのは  $m=3, t=33$  で、値は 0.68 と 1 を下回った。

また、 $t=49$  を満たす前処理において、Table 3 に示した面積と面積比は前処理なしと比較していずれも低下した。前処理パラメータが  $m=5, t=49$  の場合が最も検出性能が高かった。

以上の実験結果から、直径が 20[mm]以下の異常陰影には  $m=3$  が有効と推定される。特に  $m=3, t=49$  は 10[mm]以下の異常陰影、 $m=3, t=33$  は 20[mm]以下の異常陰影の検出に有効である。直径が 20[mm]以上ならば  $m>3$  かつ  $t=49$  がよい。

## 7. むすび

本論文では、肺がん診断支援システムにおいて、前処理の導入による異常陰影の検出精度の向上を評価した。導入した前処理を定量的に評価するため、疑似陰影モデルを作成するとともに、疑似陰影モデルを実際のデータに合成した画像を作成した。以上の画像から疑似陰影を検出することで、検出対象とする病巣のサイズと前処理のパラメータの関係を調べ、異常陰影の検出率が向上したかどうかを確認した。その結果、前処理の導入が異常陰影の検出精度向上に有効であることを示した。

また、VNQ を用いる我々の CAD で検出可能な陰影の限界点が、疑似陰影の検出限界曲線を描くことで、明確になった。

今後の課題は、医師の検出限界点がどこにあるか探り、CAD と比較することで、CAD と医師の相対的な検出能の違い、相互の偏り、相補的關係を調べることである。また、メディアンフィルタやトップハットフィルタ以外の画像フィルタも使用する前処理について、画像フィルタの種類とそのパラメータ、実行順序、およびこれらを自動決定する手法の研究が必要である。

## 文 献

[舘野90] 舘野之男, 飯沼 武, 松本 徹, 他, “肺癌検診のための X 線 CT の開発,” 新医療, Vol. 17, No. 10, pp. 28-32, 1990  
 [飯沼92] 飯沼 武, 舘野之男, 松本 徹, 他, “肺癌検診用 CT(LSCT)の基本構想とその事前評価,” 日本医学放射線学会誌, Vol. 52, No. 2, pp.

182-190, 1992

[Henschke99] C. Henschke, D. McCauley, D. Yankelevitz, et al, “Early lung cancer action project: overall design and findings from baseline screening,” The Lancet, No. 354, pp. 99-105, 1999  
 [山本93] 山本眞司, 田中一平, 千田昌弘, 他, “肺癌検診用 X 線 CT(LSCT)の基本構想と診断支援用画像処理方式の検討,” 信学論, Vol. J76-D-II, No. 2, pp. 250-260, 1993  
 [藤田03] 藤田晃史, 今井靖浩, 沈雲, 他, “異なる再構成関数および新しい再構成関数アルゴリズムを用いた超低線量胸部 MDCT 画像の検討,” 日本医放会誌, Vol. 63, No. 9, pp. 588-589, 2003  
 [川尻04] 川尻傑, 滝沢穂高, 水野慎士, 他, “疑似陰影を用いた X 線 CT 肺がん陰影の検出精度の評価,” 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. MI2003-11, pp. 103-107, 2004  
 [滝沢01] 滝沢穂高, 鎌野智, 山本眞司, 他, “胸部 X 線 CT 画像における肺がん病巣候補陰影の定量解析,” コンピュータ支援画像診断学会論文誌, Vol.5, No.2, pp. 1-8, 2001  
 [鳥脇77] 鳥脇純一郎, 福村晃夫, 成瀬 正, “濃淡画像の重み付き距離変換の基礎的性質,” 信学論, Vol. J60-D, No.12, pp. 1101-1108, 1977  
 [磯辺93] 磯部義明, 大久保なつみ, 山本眞司, 他, “孤立性陰影抽出用 Quoit フィルタの性質とその乳癌 X 線陰影抽出への応用,” 信学論, Vol. J76-D-II, No.2, pp. 279-287, 1993  
 [三輪99] 三輪倫子, 加古純一, 山本眞司, 他, “可変 N-Quoit フィルタを用いた胸部 X 線 CT 像からの肺がん病巣候補自動抽出,” 信学論, Vol. J82-D-II, No. 2, pp. 178-187, 1999  
 [原田05] 原田実, 池本健介, 滝沢穂高, 他, “多重閾値型特徴量抽出法を用いた X 線 CT 肺結節偽陽性陰影の削減,” 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. MI2004-81-112, pp. 125-130, 2005  
 [Takizawa04] H. Takizawa, S. Yamamoto, T. Nakagawa, et al, “Recognition of Lung Nodule Shadows from Chest X-ray CT Images Using 3D Markov Random Field Models,” Systems and Computers in Japan, Vol. 35, pp. 1401-1412, 2004  
 [Fukano05] Gentaro Fukano, Yoshihiko Nakamura, Hotaka Takizawa, et al, “Eigen Image Recognition of Pulmonary Nodules from Thoracic CT by Use of Subspace Method,” IEICE Trans. on Information and Systems, Vol. E88-D-II, No. 6, pp. 1273-1283, 2005  
 [Armato04] S. G. Armato, G. McLennan, M. F. McNitt-Gray et al, “Lung Image Database Consortium: Developing a Resource for the Medical Imaging Reserch Community,” Radiology Vol. 232, No. 3, pp. 739-748, 2004  
 [Raffy04] P. Raffy, C. Fetita, C. Beigelman, et al, “Evaluation of computer-aided detection performance using mathematically simulated lung nodules,” International Congress series No. 1268, pp. 935-940, 2004  
 [重本03] 重本加奈恵, 滝沢穂高, 山本眞司, 他, “3次元結節・血管モデルとテンプレートマッチング

を用いた胸部X線 CT 画像からの結節陰影の高速認識,” Med Imag Tech Vol. 21, No.2, pp. 147-156, 2003

[Yamamoto03]S. Yamamoto, H. Takizawa, G. Fukano, et al, “Improved CAD System for Lung Nodules such as Ground Glass Opacities by Xray CT - Outline of CADy-LuC System -,” RSNA Info-RAD, 2003



**川尻 傑** (かわじり すぐる)  
2004 年豊橋技大大学院工学研究科修士課程了。現在、岐阜大大学院医学研究科博士後期課程在学中。



**水野 慎士** (みずの しんじ)  
1993 年名古屋大学工学部情報工学科卒。1998 年名古屋大学大学院博士後期課程了, 博士(工学)。1999 年豊橋技術科学大学情報処理センター(現情報メディア基盤センター)助手, 現在に至る。コンピュータグラフィクス, 画像処理に

関する研究に従事。情報処理学会, 画像電子学会, 日本バーチャルリアリティ学会各会員。



**滝沢 穂高** (たきざわ ほたか)

1998 年大阪大学大学院工学研究科電子制御機械工学専攻博士後期課程修了, 博士(工学)。同年, 豊橋技術科学大学助手。2005 年筑波大学大学院システム情報工学研究科講師, 現在に至る。医用画像認識, コンピュ

ータビジョンの研究に従事。日本医用画像工学会, 電子情報通信学会, IEEE 各会員。



**山本 眞司** (やまもと しんじ)

1996 年名古屋大学工学部電子工学科卒。同年日立製作所中央研究所入所。1974 年同所主任研究員。1980 年同所研究部長。

1987 年日立製作所那珂工場開発部長。1990 年豊橋技術科学大

学教授。2005 年中京大学教授。文字認識, 医用画像処理の研究などに従事。工博。信学会フェロー。著書(共著)「パタン認識とその応用」, 「医用画像処理」他。

**梅田 諭** (うめだ さとし)



**松本 徹** (まつもと とおる)

1967 年東海大学工学部応用物理学科卒。同年科学技術庁放射線医学総合研究所入所。1979 年臨床研究部主任研究官。1992 年重粒子線治療センター障

害・臨床研究部主任研究官。現在放医研特別研究員。医博, 医学物理士。日医放学会, 日医放物理学会, 日本医学物理学会, コンピュータ支援学会, 日本行動軽量学会各会員。



**飯沼 武** (いいぬま たけし)

1956 年東京大学工学部応用物理学科卒。同年東京大学工学部助手。1958 年放射線医学総合研究所物理研究部研究員。1978 年同所臨床研究部医用物理研究室長。1994 年埼玉工業大学基礎工学課程教授。現在放医研特別

研究員。日本医用画像工学会, 日本医学物理学会, 日本核磁気共鳴医学会, 日本医学放射線学会, 日本核医学会, 日本 ME 学会, 日本放射線腫瘍学会各会員。



**館野 之男** (たての ゆきお)

1959 年千葉大学医学部卒。放射線医学, 核医学専攻の医師。著書: 「放射線医学史」岩波 1973, 「放射線と人間」岩波 1974, 「核医学概論」東大出版会 1988, 訳書: アッカークネヒト「パリ病

院」思索社 1978, プロディ「医の倫理」東大出版会 1985。



## A quantitative analysis of preprocessing operations for lung nodules detection from chest X-ray CT images

Suguru KAWAJIRI<sup>\*1)</sup>, Shinji MIZUNO<sup>\*2)</sup>, Hotaka TAKIZAWA<sup>\*3)</sup>, Shinji YAMAMOTO<sup>\*4)</sup>,  
Satoshi UMEDA<sup>\*5)</sup>, Tohru MATSUMOTO<sup>\*5)</sup>, Takeshi IINUMA<sup>\*5)</sup>, Nobuo TATENO<sup>\*5)</sup>

\*1 Graduate School of Medicine, Gifu University

\*2 Toyohashi University of Technology

\*3 Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba

\*4 School of Information Science and Technology, Chukyo University

\*5 National Institute of Radiological Sciences

For improvement of nodule detection in CT, we have evaluated image preprocessing employed before our Computer-aided diagnosis (CAD) system for lung cancers. The preprocessing method consists of the median and tophat filters. The median filter can reduce high frequency noises, and the tophat filter can remove low frequency changing in density. This paper describes an evaluation method by use of artificial nodules. Experimental results show the relationship between the parameters for the filters and the sizes and attenuation of detectable nodules.

**Key words:** Chest X-ray CT images, lung nodules, Computer-aided Diagnosis (CAD), preprocessing, detection possibility