

## 研究論文

## 肺がん検診用 CT(LSCT)の診断支援システム

奥村俊昭 \*1 三輪倫子 \*2 加古純一 \*1 奥本文博 \*1 増藤信明 \*1

山本眞司 \*1 松本満臣 \*3 館野之男 \*4 飯沼武 \*5 松本徹 \*4

要旨 本報告では、肺がん検診用 CT(Lung Cancer Screening CT: LSCT)診断支援システムの画像処理手法について報告する。この LSCT は 1 患者当たり約 30 枚の大量のデータが発生する難点がある。この問題点の解決として、我々は画像処理手法によって医師へ提示する画像情報を減らす試みをしている。そこで、我々は以下の 2 つの手法を並列に用いた診断支援システムを検討し、良好な結果が得られた。(1)約 30 スライスからなる 3 次元情報を病巣の情報を損なうことなく 2 次元面に投影する画像前処理付き MIP 表示方式 (2)病巣陰影候補を自動認識し、陰影候補の見つかった CT 断面のみをディスプレイすることにより、表示画面数を大幅に削減する方式。この病巣自動認識には、我々が新たに開発した可変 N-Quoit 処理を用いた。

**Key words :** Computer Tomography (CT), mathematical morphology, isolated shadow extraction, computer-aided diagnosis, lung cancer

## 1. はじめに

肺がんの集団検診が広く行われているが、第 1 次スクリーニング検査の 1 つとしての胸部 X 線撮影は早期肺がんに対する検出精度が十分とは言えず、X 線所見の見逃し率も相当に大きいことが分かっている[田中 84][小田 89]。そこで我々は新しい検査法として肺がん検診用 CT(Lung Cancer Screening CT:LSCT)を提案した[館野 90][飯沼 92]。現在、この LSCT を組み込んだ検診車が完成し、集団検診の試行実験が開始されている。

一方、上記 LSCT は早期肺がんの検出率が高い反面、1 患者当たり約 30 スライスから成る大量のデータが生成され読影に要する時間が莫大となり、集団検診の場での普及が妨げられる危険性がある。したがって、計算機支援により何らかの形で読影枚数を削減する努力が必要になってくる。筆者らはこの点についても LSCT の開発提案時から着手し、具体的に下記 2 つの手法をそれぞれ検討した。

(a)約 30 スライスからなる 3 次元情報を、病巣の情報を損なうことなく 2 次元面に投影表示する画像前処理付き MIP 表示方式。

(b)病巣陰影候補を自動認識し、陰影候補の見つかった CT 断面のみをディスプレイすることにより、表示画面数を大幅に削減する方式。

以下、画像前処理付き MIP 表示方式について簡単に述べ、次いで病巣候補自動認識方式の現在の研究状況について述べる。また、医師が使用することを前提とした診断支援システムの基本構想について検討し、GUI を用いたシステムの作成について述べる。

## 2. 画像前処理付き MIP 表示方式

## 2.1 妨害臓器情報の除去

MIP 法(Maximum Intensity Projection)[Ehricke90]は MR アンギオグラフィーなどでよく用いられる方式であるが、これを応用して約 30 枚の CT 像から 1 枚の MIP 像を得るのは簡単ではない。

なぜならば、MIP 法を成功させるためには、重ねられる投影線内にて、病巣部の信号レベルが他より高いことが前提となるが、胸部 X 線 CT ではこの前提が成立しないからである。すなわち病巣部よりも高い CT 値領域として体表面、肋骨、縦隔、横隔膜などがあり、単純な MIP 処理では病巣部は見えてこない。

そこでこれらの妨害臓器情報を各スライスごとにあらかじめ除去しておき、その後に MIP 処理を行うことにした。その処理のフローチャートを Fig.1 に示す。

図示のように、あらかじめ妨害情報を除去するために各スライス断面ごとに肺野領域のみを精密に抽出して、肺野マスクを作成する。このマスクにより、肺野内の必要情報のみを切り出した上で、通常の MIP 処理を行っている。

## 2.2 MIP 処理結果

処理結果の一例を Fig.2 に示す。Fig.2 は 32 枚のスライス断面からなる転移性肺がん患者例の一部であるが Fig.2(a) (第 22 スライス)と Fig.2(b) (第 26 スライス)に直径 20mm 前後の顕著な病巣陰影が認められる。なお、白線で示しているものは、肺野マスクの輪郭線である。この肺野マスクは、肺野辺縁部の病巣を落とすことなく、かつ肋骨などの高 CT 値の裾野領域を混入させないようにしている。

この 32 枚の画像に対して単純に MIP 処理を実行した例が Fig.2(c)である。肋骨陰影その他の妨害情報によって、病巣陰影が全く見えなくなっていることが分かる。これに対して、我々の開発した画像前処理付きの MIP を行ったものが Fig.2(d)である。血管情報がかなり多いものの、病巣陰影は十分に認識できる状態で投影されていることが分かる。

\*1 豊橋技術科学大学知識情報工学系 (〒441-8580 愛知県豊橋市天伯町雲雀ヶ丘 1-1)

\*2 山形県立産業技術短期大学校庄内校

\*3 東京都立医療技術短期大学

\*4 放射線医学総合研究所

\*5 埼玉工業大学

投稿受付：1998 年 5 月 6 日

最終稿受付：1998 年 7 月 2 日

採用決定日：1998 年 7 月 3 日

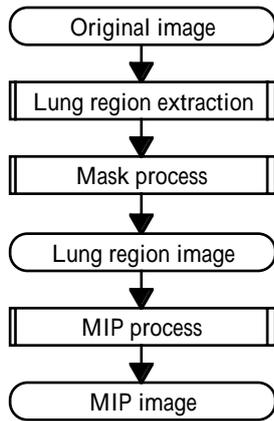


Fig.1 Flow chart of MIP with image preprocess

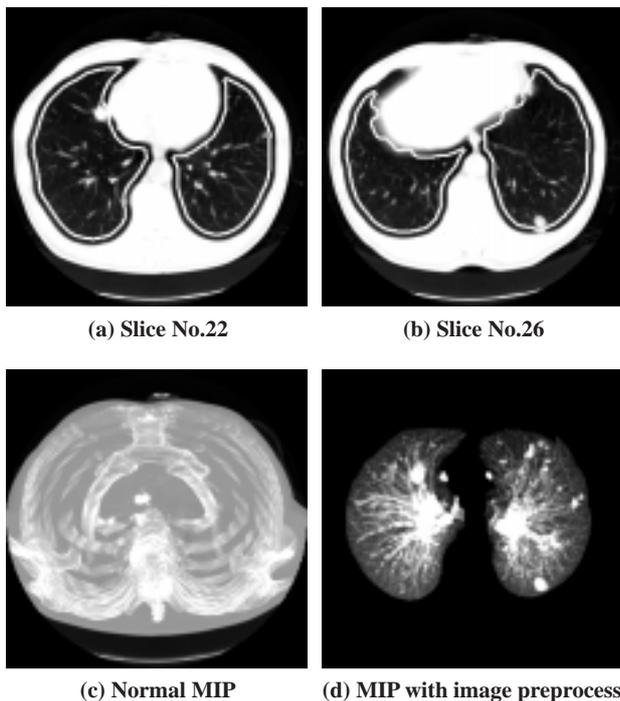


Fig.2 Examples of MIP with image preprocess

### 2.3 対象データの回転を伴う MIP 処理

血管陰影などによる妨害の影響を小さくする別のアプローチとして、視点の位置を変えて MIP 処理を行うことができる。前述した MIP 処理は 3 次元の X 線 CT 像を体軸方向に投影したものである。これに対して、対象データを線形変換で回転させる。その回転後の画像に対して MIP 処理を行った結果の画像を Fig.3(a) に示す。この画像は Fig.2 で示したものと同一症例であり、Y 軸を中心に 25 度回転させたものである (Fig.3(b))。また、視点位置を少しずつ変化させてそれらを連続表示することにより、より一層病巣陰影の認識を助けることが可能になる。

### 2.4 MIP 処理まとめ

以上のようにこの方式は方法論的にはかなり実用に近い技術となってきたが、実用化するにあたっては、処理の高速化を図るためのハードウェアを用意するなどの追加開発が必要である。

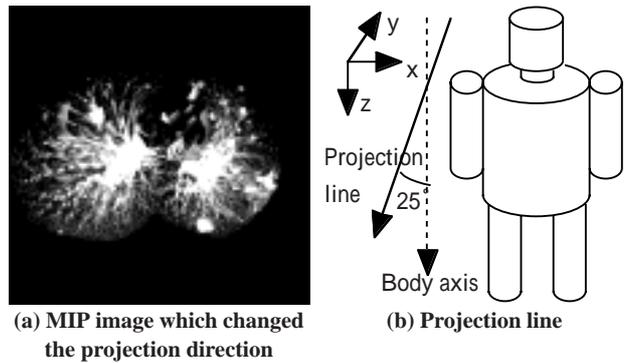


Fig.3 The change of the projection direction

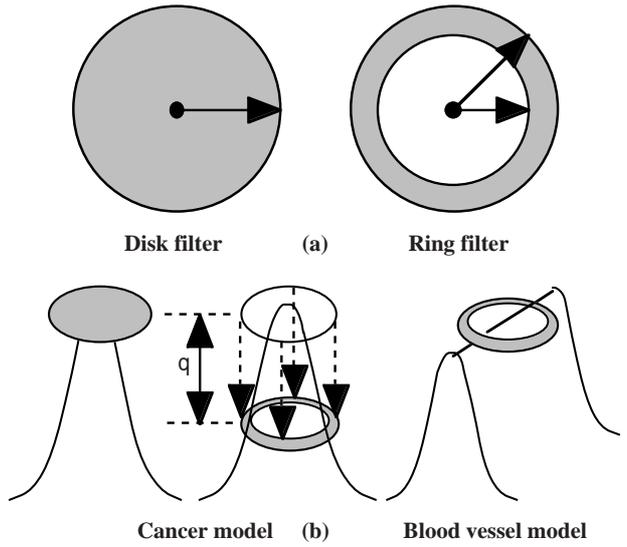


Fig. 4 Concept of Quoit filter

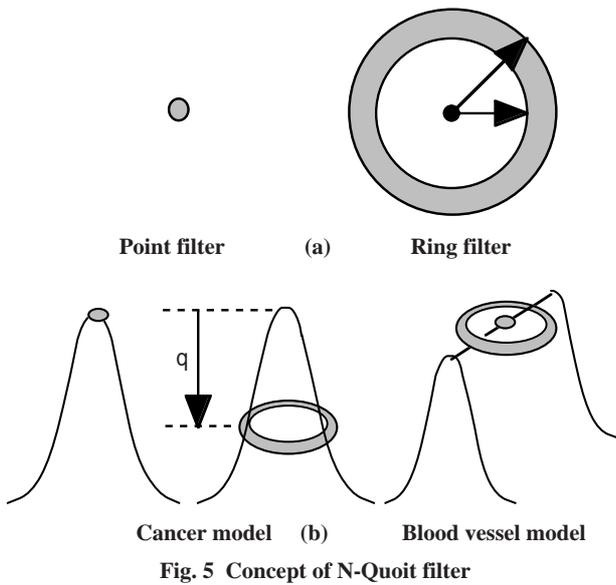
### 3. 病巣候補自動認識方式

病巣候補の自動抽出方法としては Mathematical Morphology [Haralick87] のフィルタリング処理の一種である Quoit フィルタ処理をすでに開発している [中山 95]。Quoit フィルタは病巣陰影が孤立性に存在するという仮定のもとに開発したフィルタで、孤立性陰影に対して特異的に反応する。本稿では、この Quoit フィルタ処理に対し、1) 高速化、2) フィルタサイズの適応化、3) 病巣と血管が重なり合っているケースでの抽出実現化の 3 点の改良を行った結果について報告する。具体的には、病巣サイズに合わせてフィルタを柔軟に変化させる可変 N-Quoit フィルタ処理を新たに開発し、濃度重みつき距離変換 (以下 GWDT) [鳥脇 77] と併用することにより、あらゆるサイズの病巣を周囲の陰影の影響を受けずに抽出することが可能となった。

以下、3.1 では Quoit フィルタ処理とその問題点について述べ、3.2 で新手法可変 N-Quoit フィルタ処理と GWDT による前処理の導入を提案し、3.3 で実症例への応用を考えたアルゴリズムを紹介する。最後に 3.4 にて、実症例に適用した結果について報告する。

#### 3.1 Quoit フィルタ処理

Quoit フィルタは Morphological フィルタの一種であり、ディスクフィルタとリングフィルタから構成されている。この両フィルタによる Dilation 演算結果の差が Quoit フィルタ処理 (以下 Quoit 処理) の出力値となる。概念的には 2 つ



のフィルタを上からかぶせる(Fig.4)．孤立性陰影の場合、リングフィルタが下まで落ち込むため、ディスクとリングの両者の間に高低差 $q$ が生じるが、血管のような孤立性でない部位では高低差が生じない．こうして、孤立性陰影を選択的に抽出している．

以上のように Quoit 処理は優れた性質を持っているが、同時にいくつかの問題点も含んでいる．

(1)処理時間が膨大

フィルタ半径は病巣陰影の半径よりも大きくなければならない．そのため、予想される最大病巣サイズを下回ることのないよう、ある程度大きいサイズのフィルタを使用する必要がある．しかし、Dilation 演算時の処理時間は使用するフィルタの面積に比例するため、フィルタ半径が大きくなると処理時間が急激に増大する．特に、ディスクフィルタによる演算時間は膨大である．

(2)フィルタサイズ固定のために起こる大きながん病巣および血管に近接しているがん病巣の見落とし

Quoit 処理において、フィルタサイズを上回る大きさの病巣は原理的に抽出不可能である．一方、フィルタサイズが過大であると、近接している血管陰影によってリングフィルタの落ち込みが妨害され、抽出もれを招く危険性がある．フィルタサイズが固定である以上、これらの危険は免れない(Fig.6 上)．

(3)病巣と血管が重なり合っているケースでは抽出困難

病巣の付近に血管が存在する場合、2次元画像上では病巣陰影と血管影が重なり合っており、あたかも病巣が血管に近接または貫通しているかのように見えるケースが考えられる．Quoit 処理は孤立性陰影を抽出するために開発された処理である．したがって、前述のケースのような孤立性に存在しない病巣の抽出は原理的に困難である．つまり、近接している血管陰影によるリングフィルタの落ち込み妨害が発生する．

3.2 Quoit 処理の改良

3.2.1 N-Quoit フィルタ処理の導入(高速化)

孤立性陰影が回転対称系であり、かつ単調減少型と仮定

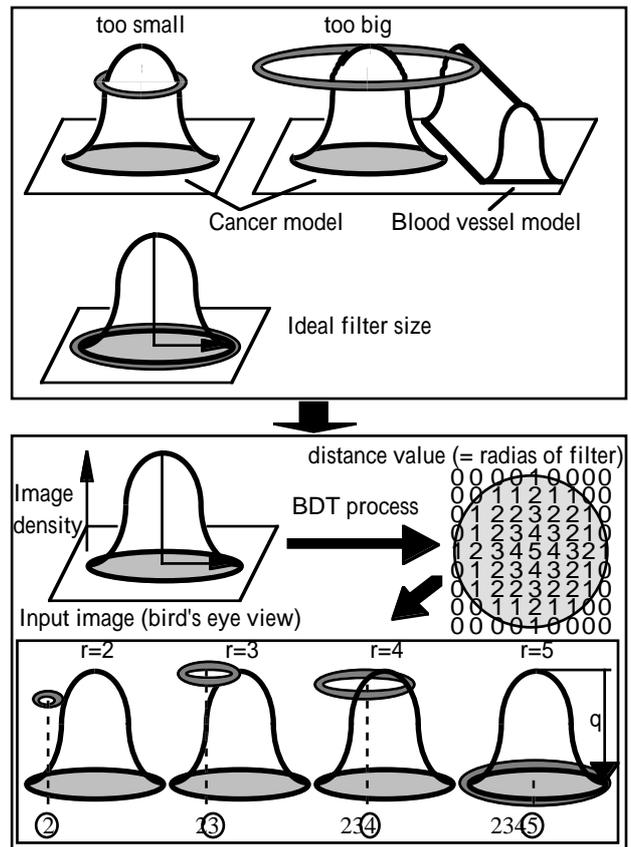


Fig. 6 Concept of Variable N-Quoit filter

できる場合、ディスクフィルタの中心と陰影の最頂点が一致するような Fig.4 の配置状態で最高の高低差 $q$ が生じる．その時のディスクフィルタの中で高低差 $q$ を導きだすのに貢献しているのはディスクの中心の1点のみである．

この前提に立ち、ディスクフィルタを1点フィルタで代用する N-Quoit フィルタを開発した(Fig.5)[Tiu93]．1点フィルタは原画像そのものとなるため、ディスクフィルタによる Dilation 演算の必要はなく、処理時間の大幅な削減ができる．

3.2.2 可変 N-Quoit フィルタの開発(フィルタサイズの適応化)

フィルタが固定である以上、抽出できる病巣サイズはそのフィルタのサイズによって決められてしまう．そこで、フィルタサイズを陰影に対して柔軟に変化させる方法を新たに提案する．

ある孤立性陰影において、下まで落ち込むようなサイズのリングフィルタを考える．そのとき、フィルタと陰影の間に緩みのない、ぴったりとはまるリングフィルタが理想のフィルタとするならば、そのときのフィルタ半径は孤立性陰影の中心から背景までの距離と一致する(Fig.6 上)．

そこで、入力画像の2値距離変換値を利用したフィルタサイズの適用化を考えた．2値距離変換によって求められた各画素における距離値 $r$ をその画素の最適フィルタ半径と考え、値 $r$ によりフィルタの大きさを適宜変えながら原画像に対して N-Quoit 処理を行う(Fig.6 下)．この処理を可変 N-Quoit フィルタ処理(以下可変 N-Quoit 処理)と呼ぶ．

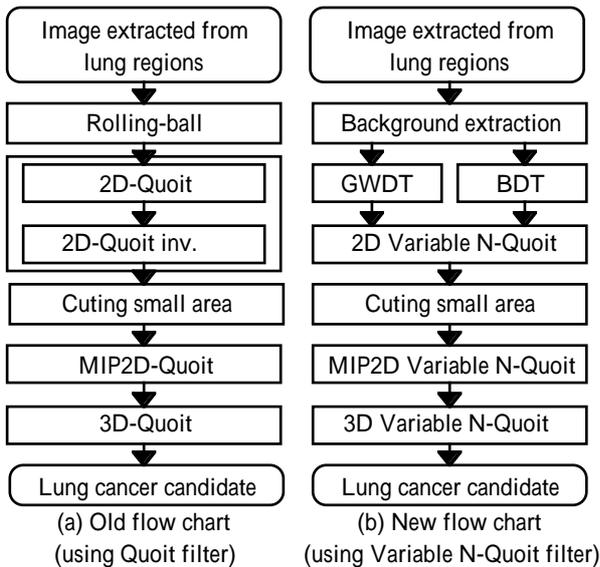


Fig. 7 Automatic lung cancer detection algorithm

3.2.3 GWDTによる病巣陰影の強調(病巣と血管が重なり合っているケースでの抽出実現)

2次元画像上で病巣陰影と血管影が重なり合っている場合も、病巣部をあらかじめ強調する処理を前処理として実行し、血管部と病巣部に大きな差を作ることにより、N-Quoit処理(もしくはQuoit処理)での抽出が可能となる。

そこで、その前処理としてGWDT[鳥脇77]を利用する。GWDTでは、内部の点から背景に達するパスを考え、濃度値の総和が最小となるようなパスにおける、その濃度値総和を重み距離値とする。重み距離値は幾何学的形状と濃度分布の2つの情報を反映した値であるため、重なり合った血管が病巣の中心に存在する場合であっても、その病巣陰影の中心での出力値は血管部よりも十分高くなる。

3.3 実症例への応用

前節までは、スライス断面の処理についてのみ解説してきた。しかし、これら2次元的処理だけでは、スライスに直行する血管を誤って抽出してしまう。その対策として、従来の病巣自動抽出アルゴリズム[中山95]では、連続する複数のスライスを一組とした3次元的処理として3D-Quoit処理とMIP2D-Quoit処理を開発し、血管誤抽出の削減を行っている。そこで、可変N-Quoit処理においてもこれらに相当する処理の開発を行い、それらを組み込んだ新しい病巣自動抽出アルゴリズムを構築した[三輪97]。

Fig.7に新、旧の病巣自動抽出フローを示す。新フローでは、GWDTと2値距離変換の前処理として、背景作成処理を最初に行う。今回は、平均肺野CT値(空気-1000H.U.、水0H.U.ならば-800H.U.程度)以下を背景とした。また、旧フローでノイズ除去のために採用していたRolling-ball処理を新フローでは行わず、GWDTのスミージング効果で代用する。GWDT画像に対し、2値距離変換値を利用しながら可変2D-N-Quoit処理を行う。ここでの抽出箇所に対して面積処理を行い、対象病巣サイズより小さな陰影を削除する。さらに残された箇所に対し、可変MIP2D-N-Quoit処理、可変3D-N-Quoit処理を行い、ともに出力値があるしきい値THD以上かつ可変2D-N-Quoit処理の出力値の1.5倍以内であるならば、最終病巣候補とみなす。

Table 1 Result of experiment

	Old flow chart	New flow chart with Variable N-Quoit
Total extraction	171(159)	322(290)
Detected cancer	15(17)	21(26)
False Negative	6	0
False Positive	154(142)	296(264)
Slice reduction ratio	7.4%	13.4%

3.4 大量症例による病巣自動抽出実験

3.4.1 実験条件

実症例による新・旧フローの比較実験を82症例について行った。これらは1スライス当たり320×320画素(1mm分解能)、スライス厚10mm、1患者当たり10～32枚のスライス断面を有するサンプルで、10mm以上のがん病巣を持つ症例が19症例(21箇所)含まれている。なお、距離変換時の近傍は4近傍、背景作成しきい値は-800H.U.、リングフィルタ幅は1画素とする。

なお、本研究では抽出対象がん病巣サイズを10mm以上としているため、面積処理においては80画素以下の陰影を削除、対象がん判定しきい値THDは500(直径10mmのがん病巣がスライス上にある場合を想定し、背景作成しきい値-800H.U.でGWDTを行った場合の病巣中心濃度値)、固定N-Quoit処理におけるリングフィルタ内半径は15画素とした。また、3D系使用連続スライス枚数は従来の5枚から3枚に減らした。旧フローのパラメータについては文献[中山95]を参照されたい。

3.4.2 実験結果

82症例2160スライスに対する実験結果をTable1に示す。表中の数値はFig.7の処理によって検出された病巣候補の箇所を表しており、カッコ内の数値は検出したスライス数を表している。Fig.7(a)の旧フローでは、病巣候補抽出箇所(Total extraction)が171箇所、そのうち医師の所見と照らし合わせてがん病巣を適切に検出した箇所(Detected cancer)は15箇所、がん病巣見落とし箇所(False Negative、以下FN)が6箇所、拾いすぎ(False Positive)が154箇所である。同様に本論文で新たに提案した新フロー(Fig.7(b))では、病巣候補抽出箇所322、がん病巣抽出正解箇所21、見落とし0箇所、拾いすぎ296箇所である。入力データの総スライス数2160枚に対して病巣候補自動認識処理によって検出したスライス数の比率(スライス削減比率、Slice reduction ratio)は、旧フローでは7.4%、新フローでは13.4%である。

3.4.3 考察

新フローを採用することによってFNが0箇所になった。これは、3D系使用スライス枚数を5枚から3枚に減らしたことに多く起因するが、GWDTの効果もうかがえる。一方、スライス削減比率は旧フローの方が良好となった。FNを増やす要因であった、5スライスによる3D系処理がこの場合、効果的に働いている。スライス削減比率13.4%という値は、病巣候補自動抽出処理としては十分な精度であり、この抽出箇所に対して定量的な解析を行うことでさらなる拾いすぎの削減が期待できる。

また、1症例当たりの処理時間は旧フローが20分弱であ

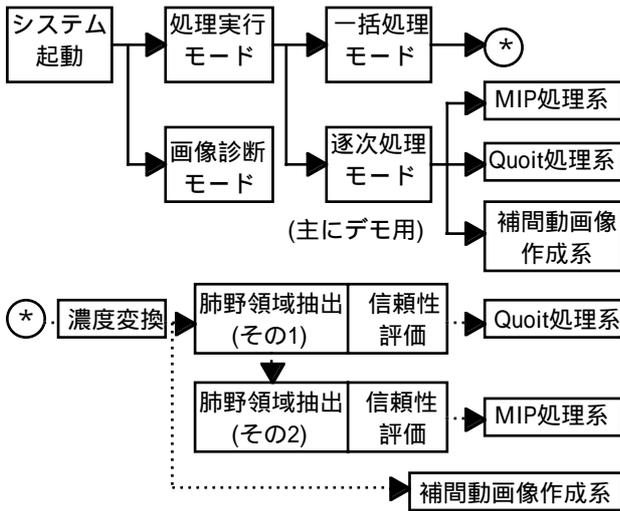


Fig. 8 Outline of CAD system

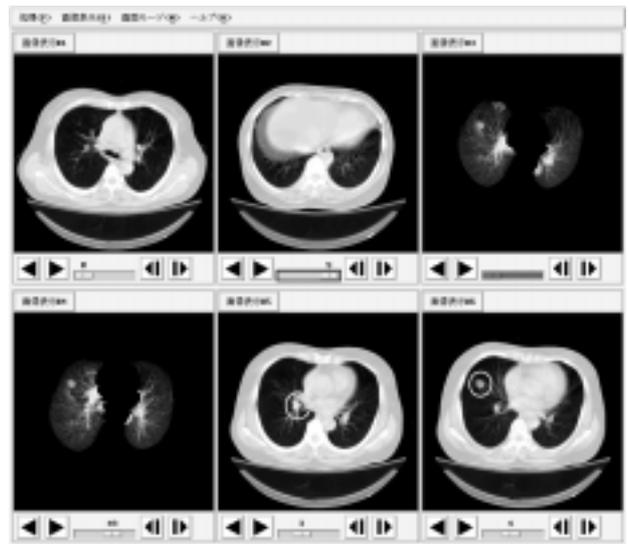


Fig. 10 Diagnosis mode



Fig. 9 Sequential processing mode

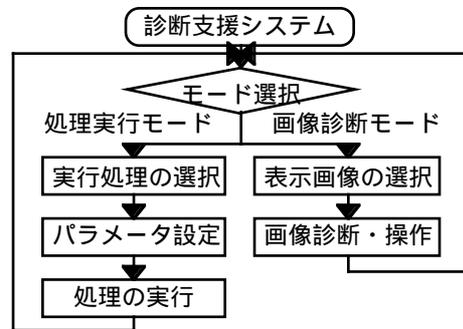


Fig. 11 Flow chart of CAD system

るのに対し、新フローは2分程度であり、処理時間を約1/10に短縮することができた。

### 3.5 病巣候補自動認識方式まとめ

肺がん検診用X線CTシステムLSCTの診断支援を目的とする、肺がん病巣自動抽出アルゴリズムの改良を行った。具体的にはN-Quoit処理導入による高速化、フィルタサイズ適応化のための可変N-Quoit処理の開発、前処理へGWDWTを導入することによって病巣陰影と血管影が重なり合っているケースでの抽出実現化を行った。

また、実症例への応用のため、可変N-Quoit処理を用いた新しい自動抽出アルゴリズムを作成した。このアルゴリズムを実画像82症例に適用したところ、21箇所のがん病巣をすべて正しく抽出し、スライスを13.4%まで削減できた。

なお、本アルゴリズムでは直径10mm以上のがん病巣を対象としている。今後は5mm以上のがん病巣の抽出を目標にする予定である。また、本アルゴリズムで抽出された箇所に対して、定量的な解析を加えることにより、さらなる拾いすぎ(False Positive)の削減も今後期待できる。

## 4. 診断支援システムの開発

### 4.1 基本構想

診断支援システムを開発するためのアルゴリズムとして、これまで述べた2手法をそれぞれ検討した。

(a)画像前処理付き MIP 表示方式(2章)

(b)病巣候補自動認識方式(3章)

(a),(b)の方法は相互補完的な性質を有するため、システムには両者を併用することを考える[山本93][山本95]。すなわち (a)の方式では、多数のスライス断面を投影表示するため、画像内では微小領域に属する病巣部が、他の妨害臓器情報に隠れいされる危険性が常に付きまとう短所がある。その反面、1スライス断面だけでは病巣陰影なのか垂直方向に向かう血管なのか区別できない陰影であっても、他断面が投影されることにより血管陰影の方は連続性が出てきて病巣部と区別が可能になる長所がある。これらの情報を基にして、両方の結果を大型CRTに複数枚同時表示し、医師が一瞬のうちに異常の有無を判断できる形とする。

### 4.2 システムの作成

Fig.8に診断支援システムの全体構成を示す。大きく分けて肺がん検診用処理を実行する「処理実行モード」と上記実験結果を画面に表示しそれを基に医師が診断する「画像診断モード」がある。これらの外観をFig.9およびFig.10に示す。「処理実行モード」では、大量症例を全自動で効率よく実行する「一括処理モード」と処理の各部を会話的に認識しながら処理する「逐次処理モード」に二分され、場合に応じてユーザが容易に処理実行の手段を選択できる設計仕様にしてある。これらの処理の流れをFig.11に示す。

### 4.3 開発環境

本システムのハードウェア構成は、ワークステーション (HITACHI 3050RX/340・メモリ128MB・256色Pseude Color) である。またプログラミングには、データ処理部にC言語、GUI作成の部分にXツールキットのMotifウィジェットセットを用いた。

### 4.4 診断支援システムの開発まとめ

診断支援システムについての基本設計について検討した。またGUIを利用したアプリケーションを作成したことによって、作業を容易かつ高速に行えるようになり、実用化システムの第一段階が構築できた。

今後はシステムの臨床実験を行い、検出方法を改善し性能を向上させるとともに、医師の意見を取り入れ、より使い易いシステムに改善する必要がある。

## 5. まとめ

診断支援用画像表示方式の具体的実現法として、画像前処理付きMIP表示方式と病巣候補自動認識方式の2方式を並列使用することを検討し、良好な結果を得ている。また、上記2方式を用いた診断支援システムの基本設計について検討し、実用化システムの第一段階が構築できた。今後はシステムの臨床実験を行い、検出方法を改善し性能を向上させるとともに、医師の意見を取り入れ、より使い易いシステムに改善する必要がある。

## 6. 謝辞

なお本研究の一部は文部省科研費および厚生省がん研究助成金(鳥脇班)の援助による。また、放射線医学総合研究所高度診断機能研究ネットワーク会議、らせんCT肺がん検診システム開発評価班における研究である。

## 参考文献

- [田中 84]田中利彦, 柚田勝彦, 小林洋三, 他: 肺癌の集団検診の見落としと誤診例の検討, 日胸, 43: 832-838, 1984
- [小田 89]小田純一, 秋田真一, 島田克己, 他: 肺癌集団検診の比較読影段階における見落とし例の検討, 肺癌, 29, : 271-278, 1989
- [館野 90]館野之男, 飯沼武, 松本徹, 他: 肺癌検診のためのX線CTの開発, 新医療, 17, 10: 28-32, 1990
- [飯沼 92]飯沼武, 館野之男, 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, 52, 2: 182-190, 1992
- [Ehricke90]Ehricke H.H., et al.: Combined 3D-Display of Cerebral Vasculature and Neuroanatomic Structures in MRI, 3D Imaging in Medicine, Edited by K.Hohne, NATOASI Series, Springer-Verlag: 229-239, 1990
- [Haralick87]Haralick R.M., Sternberg S.R. and Zhuang X.: Image Analysis Using Mathematical Morphology, IEEE Trans. Pattern Anal. & Machine Intell., PAMI-9, 4: 532-550, 1987
- [中山 95]中山正人, 富田稔啓, 山本眞司, 他: 3次元モルフォロジカルフィルタによる肺癌病巣自動認識の検討 - 肺癌検診用X線CT(LSCT)の診断支援(第3報) -, Medical Imaging Technology, 13, 2: 155-164, 1995
- [鳥脇 77]鳥脇純一郎, 福村晃夫, 成瀬正: 濃淡画像の重みつき距離変換の基礎的性質, 信学論, J60-D, 12: 1101-1108, 1977
- [Tiu93]Tiu W., 磯部義明, 山本眞司, 他: 孤立性陰影抽出用N-Quoitフィルタの性質, 情報学会第47回全国大会講演論文集, 5L-7: 161-162, 1993
- [三輪 97]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法, JAMIT Frontier '97 講演論文集: 185-190, 1997
- [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画像処理方式の検討, 信学論, J76-D-II, 2: 250-260, 1993
- [山本 95]山本眞司, 松本満臣, 館野之男, 他: 肺癌検診用CTの診断支援について, 胸部CT検診研究会: 41-43, 1995

著者紹介



**奥村俊昭(おくむら としあき)**  
 1972年生. 1995年豊橋技科大・工・知識情報卒. 1997年同大大学院修士課程修了. 現在同大大学院博士後期課程在学中. 画像処理・画像認識の医学情報処理への応用に関する研究に従事.



**山本眞司(やまもと しんじ)**  
 1940年生. 1966年名大・工・電子卒. 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. 現在に至る. 文字認識の研究, 医用画像処理の研究などに従事. 工博. 著書(共著): 「パタン認識とその応用」, 「医用画像処理」ほか.



**三輪倫子(みわ ともこ)**  
 1995年豊橋技科大・工・知識情報卒. 1997年同大大学院修士課程修了. 現在, 山形県立産業技術短期大学校庄内校電子情報工学科講師.



**松本満臣(まつもと みつおみ)**  
 1941年6月5日生. 1966年群馬大学医学部卒業後, 同付属病院にてインターン. 1967年群馬大学放射線医学教室. 1968年群馬大学放射線科助手. 1973年群馬県立がんセンター放射線部. 1977年同部長. 1988年群馬大学助教授, 中央放射線部副部長. 1994年東京都立医療技術短期大学教授, 診療放射線学科長.



**加古純一(かこ じゅんいち)**  
 1997年豊橋技科大・工・知識情報卒. 現在, 同大大学院修士課程在学中. 画像処理・画像認識の医学情報処理への応用に関する研究に従事.



**館野之男(たての ゆきお)**  
 1934年3月30日, 栃木県真岡市生まれ. 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1983, 「原典放射線障害」東大出版会1988, 訳書: アッカーケネヒト「パリ病院」思索社1978, プロディ「医の倫理」東大出版会1985.



**奥本文博(おくもと ふみひろ)**  
 1995年豊橋技科大・工・知識情報卒. 1997年同大大学院修士課程修了. 現在, 日立製作所勤務.



**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学課程教授. 専門: 放射線物理, 医用画像工学. 最近はがんの2次予防対策に深い関心を持っている. 学会: 日本医用画像工学会, 日本医学物理学学会, 日本磁気共鳴医学会, 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.



**増藤信明(ますとう のぶあき)**  
 1995年職業能力開発大学校情報工学科卒. 1998年豊橋技科大大学院修士課程修了. 現在, 日本ヒューレットパッカード社勤務.



**松本 徹(まつもと とおる)**  
 1967年東海大・工・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, 現在に至る. 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, 日本行動計量学会各会員. 医師の診断プロセスの解明に興味を持つ.

## Computer-Aided Diagnosis system for Lung Cancer Screening through CT

Toshiaki OKUMURA\*<sup>1</sup>, Tomoko MIWA\*<sup>2</sup>, Junichi KAKO\*<sup>1</sup>, Fumihiko OKUMOTO\*<sup>1</sup>, Nobuaki MASUTOH\*<sup>1</sup>,  
Shinji YAMAMOTO\*<sup>1</sup>, Mitsuomi MATSUMOTO\*<sup>3</sup>, Yukio TATENO\*<sup>4</sup>, Takeshi IINUMA\*<sup>5</sup> and Tohru MATSUMOTO\*<sup>4</sup>

\*<sup>1</sup> Toyohashi University of Technology

\*<sup>2</sup> Shonai College of Industry and Technology

\*<sup>3</sup> Tokyo Metropolitan College of Allied Medical Sciences

\*<sup>4</sup> National Institute of Radiological Science

\*<sup>5</sup> Saitama Institute of Technology

**Abstract** In this paper, we report the image processing technique of the computer-aided diagnosis system for the Lung Cancer Screening CT (LSCT). This new LSCT system has many image data, about 30 slices per person. To solve this difficult problem, we tried to reduce the image information drastically to be displayed for the doctor, by image processing techniques. We investigated the system that used the following two methods in parallel, and a satisfactory result was obtained. (1) We developed a modified Maximum Intensity Projection method. By this method, three-dimensional information composed of about 30 slices per person was projected to two-dimensional plane without loss of information of the nodules. (2) We developed an automatic recognition method of candidates for the nodules, named the Variable N-Quoit filter. By this method, the doctor will only check the CT images where a candidate shadow was automatically picked up.